

**UNIVERSIDAD NACIONAL MAYOR DE SAN MARCOS**

**FACULTAD DE MEDICINA HUMANA**

**E.A.P DE TECNOLOGÍA MÉDICA**

**Valores de compresión aplicados en un examen de  
mamografía y su relación con la dosis de radiación en  
pacientes de 40-60 años. Hospital Nacional Dos de  
Mayo. enero – marzo 2013**

Tesis

Para optar el Título de Licenciado en Tecnología Médica en el área de  
Radiología

**AUTOR**

Miryan Taipe Cano

**ASESOR**

Mg. Celso Huaman Correa

**Lima – Perú**

**2013**

*Dedicado:*

*A Dios, por haberme permitido llegar hasta este punto*

*y haberme dado salud para lograr mis objetivos.*

*A mi Madre, por ser el pilar más importante y por demostrarme*

*siempre su cariño y apoyo incondicional.*

*A mi querido Hermano por su desinteresado cariño y apoyo moral.*

**Agradecimientos:**

A mi asesor, por compartir sus conocimientos, su tiempo, dedicación y sus acertados consejos.

A la Lic. Nora Acosta Rengifo por las facilidades brindadas para la ejecución del presente estudio.

A la Universidad Nacional Mayor de San Marcos, Facultad de Medicina, Escuela Académico Profesional de Tecnología Médica, por la formación en sus aulas en el Área de Radiología.

## **INDICE**

<b>1</b>	<b>RESUMEN</b>	<b>5</b>
<b>2</b>	<b>INTRODUCCION</b>	
2.1	Presentación	7
2.2	Justificación	7
2.3	Objetivos	8
<b>3</b>	<b>MARCO TEORICO</b>	
3.1	Antecedentes	9
3.2	Bases conceptuales	13
3.2.1	Glándula Mamaria	13
3.2.2	Cáncer de Mama	20
3.2.3	La Mamografía	27
3.2.4	Física de la Mamografía	45
3.3	Hipótesis	55
3.4	Definición conceptual de términos	56
<b>4</b>	<b>MATERIALES Y METODOS</b>	
4.1	Diseño Metodológico	59
4.2	Criterios de Selección	60
4.3	Variables del estudio	61
4.4	Procedimiento	61
4.5	Análisis de Datos	62
4.6	Principios Éticos	62
<b>5</b>	<b>RESULTADOS</b>	<b>63</b>
<b>6</b>	<b>DISCUSION</b>	<b>73</b>
<b>7</b>	<b>CONCLUSIONES</b>	<b>74</b>
<b>8</b>	<b>RECOMENDACIONES</b>	<b>75</b>
<b>9</b>	<b>BIBLIOGRAFÍA Y WEBGRAFÍA</b>	<b>76</b>
<b>10</b>	<b>ANEXOS</b>	<b>79</b>

## 1. RESUMEN

La mamografía tiene como finalidad la reducción de mortalidad por cáncer de mama mediante diagnóstico precoz, pero este a su vez conlleva un riesgo radiológico que muchas pacientes ignoran. Ante la necesidad de optimizar el procedimiento y contribuir a una mejora en las medidas de protección radiológica del examen mamográfico, surge el presente estudio; que tiene como objetivo general determinar los valores de compresión aplicados en un examen de mamografía y su relación con la dosis de radiación (DGM) en las pacientes de 40-60 años, que sean atendidas en el Hospital Nacional Dos de Mayo en el periodo que comprende desde Enero hasta Marzo del 2013.

El estudio es de tipo observacional, descriptivo-correlacional y de corte transversal. La población estuvo conformada por todas las pacientes de 40-60 años que acudieron a realizarse el examen de mamografía al servicio de mamografía del Hospital Nacional Dos de Mayo en el periodo establecido y que cumplieron con los criterios de selección para el estudio.

Se obtuvieron 170 casos y se logró determinar mediante el índice de Pearson que existe correlación negativa alta (-0.55) y significativa ( $P=0.000 < 0.05$ ) entre la DGM y la compresión aplicada, por lo tanto, cuanto mayor sea la compresión aplicada menor será la DGM.

**PALABRAS CLAVES:** Mamografía, DGM, Compresión, Espesor.

## SUMARY

Mammography is aimed at reducing mortality from breast cancer through early diagnosis, but this in turn leads to a radiological hazard that many u patients ignore, given the need to optimize the process and contribute to an improvement in radiation protection measures mammography screening, this study arises, which generally aims to determine the values of compression applied on a mammogram and its relation to the radiation dose (DGM) in patients 40-60 years, who are treated at the Hospital Dos de Mayo in the period ranging from January to March 2013.

The study is observational, descriptive-correlational and cross-sectional. The population consisted of all patients 40-60 years attending the exam mammography mammography service National Hospital Dos de Mayo in the set period and who met the selection criteria for the study.

170 cases were obtained and it was determined by the Pearson correlation coefficient which high negative correlation (-0.55) and significant ( $P = 0.000 < 0.05$ ) between the DGM and understanding applied, therefore the higher the lower the applied understanding DGM.

**KEYWORDS:** Mammography, DGM, compression, thickness.

## **2. INTRODUCCIÓN**

### **2.1 Presentación: Contexto de la investigación**

El cáncer de mama constituye uno de los grandes problemas medico sociales de la actualidad, por su alta frecuencia y aumento de mujeres que lo padecen.

La mamografía es, la Técnica de Diagnóstico, más eficiente para la detección precoz del cáncer de mama, mientras no se encuentre una cura para esta enfermedad, o no se ofrezca otra alternativa diagnóstica; lo que debe hacerse es generar consciencia en toda la población, para conocer y agotar los beneficios que aporta éste método<sup>1</sup>.

En el examen de mamografía, el tecnólogo medico en radiología desempeña un papel central, puesto que las imágenes obtenidas han de tener una excelente capacidad diagnóstica y seguridad. Además, para fomentar la adhesión de la mujer a las revisiones periódicas, el tecnólogo medico debe contribuir a que la experiencia del examen resulte satisfactoria en la paciente. La mamografía se realiza con un equipo de rayos-x especialmente diseñado para tal fin, y consiste en la toma de 4 a 6 radiografías de frente y de lado (de 2 a 3 en cada mama), colocando la mama en una superficie de apoyo para luego comprimirla con un dispositivo especial, lo que le permite obtener imágenes adecuadas. El tecnólogo medico radiólogo deberá comprimir la mama con delicadeza pero con firmeza. Este procedimiento producirá una sensación de presión durante unos 2 o 3 segundos y luego desaparecerá al descomprimir la mama. El objetivo final es conseguir imágenes de la máxima capacidad diagnóstica con la dosis más baja posible. Para ello hay en consideración muchos aspectos, en el presente estudio trataremos de demostrar la importancia de la compresión mamaria realizada por el tecnólogo medico y la relación con la dosis glandular media (DGM) que recibe la paciente.

### **2.2 Justificación:**

Las conclusiones y resultados del presente estudio contribuirán significativamente a una mejora en las medidas de protección radiológica de los profesionales involucrados y reducción o control de la sobreexposición en las

pacientes usuarias de un examen de mamografía y la optimización del procedimiento por parte del Tecnólogo Médico.

Así mismo las participantes en el estudio podrán aumentar su conocimiento sobre el examen de mamografía, promoviendo a su vez las revisiones periódicas de estas.

Cabe destacar que el Hospital Nacional Dos de Mayo es pionero en el Perú sobre protección radiológica en Hospitales del MINSA y cuenta con un mamografo digital indirecto.

## **2.3 Objetivos:**

### **Objetivo general:**

*Determinar los valores de compresión aplicados en un examen de mamografía y su relación con la dosis de radiación en las pacientes de 40-60 años Hospital Nacional Dos de Mayo. Enero – Marzo 2013"*

### **Objetivos específicos:**

- ✓ Determinar los valores de compresión aplicados para cada mama en un examen de mamografía en las pacientes de 40-60 años.
- ✓ Determinar el espesor de cada mama en un examen de mamografía en las pacientes de 40-60 años.
- ✓ Determinar la dosis de radiación (DGM) para cada mama en un examen de mamografía en las pacientes de 40-60 años.
- ✓ Determinar los valores máximo y mínimo de una adecuada compresión mamaria en un examen de mamografía en las pacientes de 40-60 años.
- ✓ Determinar la correlación de los valores de compresión aplicada con la dosis glandular media (DGM) para cada mama en un examen de mamografía en las pacientes de 40-60 años.
- ✓ Determinar la correlación de los valores de espesor de la mama con la dosis glandular media (DGM) para cada mama en un examen de mamografía en las pacientes de 40-60 años.



### 3. MARCO TEORICO

#### 3.1 Antecedentes

**J. F. Márquez, Nora Acosta, T. Benavente** en su estudio “**DOSIS EN MAMOGRAFÍA: ESTUDIO PRELIMINAR**” (2000) realizaron una evaluación de la dosis de entrada en la superficie de la mama (*DES*) y la dosis glandular media (*DGM*) en los sistemas mamográficos.

Los sistemas de rayos x mamográficos empleados en ese estudio fueron un Senographe 500t (CGR) y un Senographe DMR, un detector con cámara de ionización RadCal calibrada para calidades de haces de rayos X mamográficos, y un simulador de una mama que es un fantomas de polimetil metacrilato (PMMA) de diversos espesores con equivalencia al 50 % de tejido glandular. Los resultados obtenidos indican que los valores de la dosis de entrada en la superficie de una mama (*DES*) son mayores al valor de referencia de 20 mGy para 5,0 cm de PMMA y los valores de la dosis glandular media (*DGM*) exceden al valor de referencia de 2,1 mGy para 5,1 cm de espesor de mama comprimida. Observándose también una fuerte dependencia de estas magnitudes con los parámetros técnicos del equipo mamográficos y del tipo de espectro y/o energía empleada (ANEXO N° 1).

Consideran que los valores altos de la *DES* y de la *DGM* se deben a que el sistema de rayos X no se encuentra en óptimas condiciones y/o por el empleo de espectros de rayos X no adecuados, por ello es recomendable realizar pruebas de control de calidad de los sistemas de mamografía y también realizar estudios y/o caracterizar los espectros de rayos x mamográficos<sup>2</sup>.

**Miguel Ramos Pascual** en su tesis “**Evaluación con métodos de Monte Carlo de equipos de mamografía digital del programa de cribado de la Comunidad Valenciana**” (2006) desarrolla un trabajo que se enmarca dentro del campo de investigación del riesgo radiológico y de la simulación con métodos de Monte Carlo en transporte de radiación. El principal objetivo de la tesis es el desarrollo de una metodología aplicable en la estimación del riesgo radiológico asociado a los programas de cribado mamográfico, en especial el

Programa de Prevención del Cáncer de Mama de la Comunidad Valenciana. Además, esta metodología se ha utilizado en la evaluación del impacto radiológico en la sustitución de los equipos de mamografía de película fotográfica por los equipos digitales, Mamografía digital indirecta (CR) como Mamografía digital directa (DR).

En esta tesis se ha utilizado el código de Monte Carlo MCNP5 (versión 1.3) en la estimación de las dosis medias glandulares y la respuesta de diferentes detectores a la radiación (PMX y CAE) en equipos de mamografía. Esta versión incorpora en los modelos de transporte el ensanchamiento Doppler de la energía del fotón dispersado durante el efecto Compton. Sin embargo, la subrutina DOPPLERP.F90 incluye un bug que hace que en determinados problemas a bajas energías y con átomos de hidrógeno en el archivo de entrada pueda ocurrir un bucle infinito durante la simulación.

La solución propuesta por el autor de esta tesis a este bucle consistió en permitir la condición de interacción del fotón con electrones libres. Esta solución fue enviada a Los Álamos coincidiendo con la solución introducida en el código en futuras versiones. De los resultados dosimétricos, se observa que el código MCNP5 produce resultados aceptables en la estimación del factor de conversión  $g$  entre kerma a la entrada de la mama y dosis media glandular, dentro del rango energético considerado. Se han realizado simulaciones con el código MCNP5 sustituyendo la mama estándar por un maniquí de 4.5 cm de polimetil-metacrilato para la obtención del factor  $p$  y comparar los diferentes equipos de mamografía analógica y convencional.

En el caso del riesgo radiológico, el detrimento radiológico medio, medido como el número total de cánceres de mama radio-inducidos es inferior a  $9 \cdot 10^{-5}$  mujeres-año para todas los estudios de incidencia y modelos e inferior a  $6 \cdot 10^{-5}$ , en el caso de cánceres mortales, en equipos de mamografía analógica, mientras que para el caso de mamografía digital, la incidencia es inferior a  $1.3 \cdot 10^{-4}$  y la mortalidad a  $8 \cdot 10^{-5}$  en mortalidad. Este detrimento se ha estimado a partir de unas dosis medias glandulares estimadas con los factores de conversión obtenidos con el código MCNP5.

Las diferencias entre los valores máximos obtenidos en mamografía analógica y en mamografía digital se encuentran en que los equipos digitales se emplean

para tratamiento, y por lo tanto, en algunos casos se encuentran espesores menos comprimidos que en las poblaciones de cribado, ya que predomina la localización de tumores para la realización de biopsias. Además, las edades en estas unidades tienen una desviación típica muy alta, existiendo mujeres jóvenes en la muestra que no pertenecen a la población diana. Como consecuencia de este aumento en las dosis, el riesgo radiológico, tanto de incidencia como de mortalidad es mayor en los equipos de mamografía digital DR, siendo comparables los resultados de detrimento en mamografía CR.

Una mujer de 45 años de la Comunidad Valenciana tiene una probabilidad natural de desarrollar un cáncer de mama mortal de  $9.2 \cdot 10^{-3}$  en el periodo de 45 a 69 años, mientras que el riesgo total asociado a las exposiciones del programa de cribado mamográfico se encuentra en el rango [ $5 \cdot 10^{-6}$ ,  $6 \cdot 10^{-4}$ ] aproximadamente. La hipótesis de cribado de la Comunidad Valenciana produce detrimentos radiológicos menores al resto de hipótesis de cribado consideradas.

En términos de riesgo radiológico, los procedimientos de cribado mamográfico en la Comunidad Valenciana son aceptables, aunque estos valores deberían compararse con las tasas de detección para encontrar el programa óptimo, en cuanto a riesgo y detección se refiere. En todos los casos y modelos, la tasa de inducción es muy baja, comparada con la tasa de detección del programa durante 2001-2003, que es aproximadamente  $3 \cdot 10^{-3}$  por mujer expuesta, obteniéndose que el cribado sea aceptable en términos de riesgo radiológico.

Sin embargo, serían necesarias las tasas de detección de cada hipótesis asociada a otros periodos de cribado, para realizar un análisis más exhaustivo. Además, se han comparado las condiciones radiológicas de la utilización de los nuevos equipos de mamografía digital. Los resultados obtenidos son coherentes con las conclusiones extraídas del análisis de las muestras poblacionales para estos equipos.

En el caso de mamografía analógica y CR, la dosis media glandular absorbida por el maniquí CIRS 11A es superior utilizando el cassette analógico con película que el cassette CR de Fuji. En lo que respecta a la evaluación de los nuevos equipos de mamografía digital, analizando los equipos CR, podemos destacar que las dosis impartidas en el centro 1CR son menores que las

obtenidas en 4CRb, las cuales son del mismo orden que las de los mamógrafos DR.

Si nos centramos en los equipos DR, el mamógrafo empleado en el centro 3DR duplica aproximadamente los valores de dosis de los otros equipos DR analizados, siendo incluso superior que el mamógrafo del centro 4DR. Los otros dos equipos analizados, en el centro 1DR y en 2DR, muestran condiciones tanto de exposición como de dosis similares.

Ahora bien, si se comparan los resultados obtenidos con mamografía digital CR y DR, se observa que para una tensión de 28 kV y una densidad óptica media, los rendimientos de los equipos digitales directos (DR) del centro 2DR, de 3DR y del 4DR son mayores que los de los digitales indirectos (CR), y siempre con valores de carga superiores (mAs), lo que da lugar a dosis impartidas superiores.

Las dosis medias estimadas para el maniquí son similares para los equipos analógicos, digital indirecto y digital directo, siendo el equipo del 3DR el que muestra dosis absorbidas más altas entre los equipos comparados. El análisis se ha aplicado a un número determinado de centros que han implantado los equipos de mamografía digital. Aunque las condiciones dosis media glandular y de riesgo radiológico son muy similares entre todos los equipos, el estudio se completaría con la evaluación de la calidad de imagen, o bien con métodos subjetivos, como puede ser la evaluación de casos clínicos por radiólogos especializados en mamografía, o por métodos objetivos, como los maniqués de contraste-detalle<sup>3</sup>.

El **Dr. Sechopoulos**, de la Facultad de Medicina de la Universidad de Massachusetts, **(2008)** publicó en ***Radiology*** los resultados de su investigación acerca de la dosis de radiación recibida por los distintos órganos del cuerpo humano durante la obtención de una mamografía convencional con dos incidencias, utilizando un fantoma antropomórfico y simulaciones de Monte Carlo. Sus resultados señalaron que la dosis de radiación recibida por todos los demás tejidos es extremadamente baja e, incluso, que la dosis para el feto durante el primer trimestre es mínima. Por razones de espacio las tablas en dicho trabajo sólo introducen los valores de dosis relativa de aquellos órganos

que presentaron, por lo menos, un 0,10%. En el caso de la tiroides, estos no se incluyeron por considerarlos insignificantes y despreciables. En el mes de marzo de 2012, debido a la mencionada conjetura acerca de que la exposición durante las mamografías ha conllevado a un aumento significativo en la incidencia del cáncer de tiroides, el mismo Dr. Sechopoulos publicó en *American Journal of Roentgenology* las dosis órgano relativas de la glándula tiroides durante las mamografías, utilizando la metodología empleada en su trabajo de 2008. Estas dosis varían entre el 0,016% y el 0,045%, dependiendo de la incidencia mamográfica obtenida y del espectro de rayos X utilizado.

En el año 2010, el Colegio Americano de Radiología realizó un estudio en casi 50.000 mujeres, comparando la mamografía convencional con la digital para screening. Allí, se determinó que la dosis promedio en las glándulas mamarias para una mamografía bilateral con dos incidencias es de 3,7 mGy para mamografía digital y de 4,7 mGy para la convencional. Con estos datos y asumiendo una dosis órgano relativa máxima para la tiroides de 0,045% -según su trabajo de 2008, el Dr. Sechopoulos estimó en su publicación de este año que, durante una mamografía bilateral con dos incidencias, la dosis promedio máxima para la tiroides es de 3,3 µGy para mamografía digital y de 4,3 µGy para mamografía convencional<sup>4</sup>.

### **3.2 Bases conceptuales:**

#### **3.2.1 GLANDULA MAMARIA**

La glándula mamaria está situada en la pared anterior del tórax, está compuesta de tejido glandular con un estroma denso fibroareolar. El tejido glandular consiste en aproximadamente 20 lóbulos, cada uno termina en conductos excretores en el pezón. (ANEXO N° 2)

En EUA cerca de una de cada cuatro mujeres requieren atención médica por sintomatología mamaria. El 50% de las mujeres presentan cierto grado de alteraciones fibroquísticas durante la vida y en la mayoría hay cambios histológicos descritos como “enfermedad fibroquística”; en la actualidad este término se ha reemplazado por el de “alteración o estado fibroquístico” debido a su mejor descripción clínica<sup>5</sup>.

## CARACTERISTICAS:

### *Histología*

La glándula mamaria consta de dos elementos fundamentales: los acinos glandulares, donde se encuentran las células productoras de leche y los ductos, un conjunto de estructuras tubulares y huecas, ramificadas en forma de árbol, cuyas luces confluyen progresivamente en canalículos más y más gruesos hasta terminar en uno de los doce a dieciocho vértices llamados galactóforos.<sup>6</sup> Los galactóforos son dilataciones ductales a modo de reservorios situados inmediatamente<sup>7</sup>.

En la base del conjunto areola-pezones se localizan las células mioepiteliales, estrictamente epiteliales en cuanto a su origen, aunque con la particularidad de que son capaces de contraerse a la manera de fibras musculares. Estas células, rodeadas por fibras musculares lisas en forma radial, provocan la erección del pezón ante estímulos como succión, roce, tacto y frío, produciendo la salida de la leche almacenada en los galactóforos.

El resto de las mamas está compuesto por tejido conjuntivo -colágeno y elastina-, tejido adiposo (grasa) y una aponeurosis llamada ligamento de Cooper. La proporción de glándula y tejido adiposo parte de 1:1 en mujeres que no están lactando, hasta 2:1 en mujeres lactantes.<sup>8</sup>

Las arterias responsables de la irrigación de la mama son las siguientes:

**1) mamaria interna:** Esta arteria se origina de la subclavia, desciende por la cara posterior de los cartílagos costales hasta el 6 o 7mo espacio intercostal. En su trayecto, la mamaria interna da ramas intercostales anteriores, que transcurren por los espacios intercostales uniéndose con las intercostales posteriores que vienen directamente de la aorta. Son las ramas intercostales anteriores las que producen múltiples vasos perforantes que pasan por los espacios intercostales y penetran la glándula mamaria desde la profundidad y de adentro hacia afuera. Son responsables aproximadamente del 50% de la irrigación arterial, nutriendo el músculo pectoral, los cuadrantes internos, la piel y el complejo areola pezón, alrededor del cual constituyen una

red periareolar.

**2) Torácica Lateral:** También denominada torácica inferior, nace hacia el final de la subclavia aun por detrás del pectoral menor o bien directamente de la arteria axilar. Con un trayecto descendente, da múltiples ramas que atraviesan el pectoral al cual irrigan, hasta penetrar la glándula mamaria. La torácica lateral es denominada por algunos autores, arteria mamaria externa.

**3) Arterias intercostales posteriores:** Estas arterias son ramas directas de la aorta, transcurren desde atrás a lo largo de los espacios intercostales, emitiendo numerosas ramas perforantes para irrigar la pared del tórax. Algunas ramas penetran el pectoral y el serrato y llegan a la glándula mamaria.

**4) Arteria Acromio-Torácica:** Es una rama de la axilar, que da una colateral hacia la articulación acromio-clavicular y otras descendente hacia la región interpectoral. Transcurre entre ambos músculos dando varias ramas hacia la cara posterior de la mama.

**5) Arteria subescapular y torácica superior:** Se trata de otras ramas de la subclavia y axilar, que en su trayecto emite múltiples ramas hacia la cara anterior del tórax.

El mayor aporte esta representadora por la mamaria interna, la torácica lateral y las intercostales posteriores. La distribución de las ramas de todas estas arterias se produce en forma de 2 pedículos principales llamados pedículo supero externo y supero interno y 3 pedículos accesorios llamados ínfero externo, ínfero interno y superior. Estos 5 pedículos mantienen numerosas anastomosis que constituyen 4 redes diferentes: 1) Red subcutánea; 2) Red preglandular, 3) Red intraglandular y 4) Red retroglandular (ANEXO N° 3)

Las arteriales se distribuyen en forma radial, desde la periferia hacia el centro de la mama, por lo que se considera que las incisiones radiales afectan menos la circulación. Sin embargo en la práctica las incisiones arciformes se realizan sin ninguna limitación, incluso a nivel periareolar donde existe un círculo

anastomótico que permite incisiones hasta del 50% de la circunferencia areolar. Desde el punto de vista práctico, es importante comprender que la rica red de anastomosis arteriales permite cualquier tipo de intervención e incisión cutánea sin riesgo de necrosis.

Esta rica red vascular se ramifica ampliamente hasta formar los delgados capilares que rodean los acinos mamarios, donde se produce el retorno sanguíneo y comienzan a formarse las venas mamarias.

#### *Drenaje linfático de la mama*

La diseminación de la enfermedad maligna de la mama se produce preferentemente a través de los vasos linfáticos, de aquí que resulte especialmente importante el conocimiento de la distribución de la red linfática y la ubicación de los ganglios que drenan la mama. Los vasos linfáticos de la mama son subcutáneos o glandulares. Los más numerosos son aquellos que drenan los cuadrantes externos, y se dirigen fundamentalmente hacia la axila. Los que drenan los cuadrantes internos se dirigen hacia la vía de la mamaria interna, mientras que los de la areola y el pezón, drenan hacia ambos lados. Así se pueden diferenciar dos vías principales de drenaje linfático: La vía axilar que claramente reviste mayor importancia y la vía mamaria interna.

Los estudios con radioisótopos han logrado identificar claramente que el 75% del drenaje linfático de la mama sigue la vía axilar, mientras que cerca del 22% sigue la vía mamaria interna. El 3% restante se dirige directamente a través de las vías intercostal, supraclavicular o hacia la mama contralateral.

La confluencia de numerosos vasos linfáticos de la mama en dirección a la axila, produce 2 a 3 troncos principales que atraviesan la fascia de la base de la axila, a partir de la cual se distribuyen en forma progresiva a lo largo de todos los ganglios axilares.

Rouviere propone que el drenaje linfático de la glándula mamaria se produce en forma centrípeta, siguiendo un patrón según el cual desde la profundidad del parénquima los vasos linfáticos se dirigen hacia la superficie donde forman el



llamado plexo linfático subareolar de Sapper, del cual se forman los troncos de llevan la linfa en dirección a la axila o la mamaria interna. Sin embargo, Haagensen plantea que el patrón de drenaje linfático es centrífugo, y a partir de la glándula mamaria se produce la confluencia de los linfáticos menores hasta formar los troncos principales ya descritos. Para Haagensen la existencia del plexo de Sapper no significa que recoja todo el drenaje de la mama, sino que es responsable del drenaje de un área especialmente importante como lo es el complejo areola pezón y parte de la glándula subyacente.

#### *Drenaje venoso de la mama*

El retorno venoso de la glándula mamaria, presenta características muy particulares, ya que su distribución no siempre es paralela a la irrigación arterial. Existe una red venosa superficial que se inicia por debajo del pezón y la areola, localización donde recibe el nombre de plexo venoso de Haller. De este plexo nacen numerosas ramas que en todas direcciones, discurren por el celular subcutáneo hasta desembocar en la vena mamaria interna y torácica lateral (mamario externa). Algunas ramas discurren hacia arriba y desembocan en las venas superficiales del cuello. Los troncos venosos de la mamaria interna y la torácica inferior van paralelos a las arterias y llegan a la vena axilar y subclavia respectivamente.

Por el contrario la red venosa profunda presenta una distribución similar a la irrigación arterial, la mayor parte de estas venas se dirigen en dirección a la pared torácica, penetran los espacios intercostales para drenar hacia las venas intercostales y la mamaria interna. Desde aquí la sangre procedente de la mama pasa a la subclavia o bien hacia las venas vertebrales y de allí a la ácidos. Las metástasis hematógenas en el cáncer de mama son poco frecuentes, sin embargo es bien conocido que las costillas, vértebras e incluso los huesos de la pelvis pueden presentar metástasis distantes, y es el drenaje venoso a través de las intercostales y la vena ácidos la vía preferente para este patrón de diseminación.

#### *Inervación de la mama*

La sensibilidad superficial de la mama es responsabilidad de los 6 primeros nervios intercostales, y de la rama supraclavicular del plexo braquial. Al igual que la irrigación arterial y el drenaje venoso y linfático, en el complejo areola-pezones existe una importante red nerviosa que confiere especial sensibilidad a esta zona y es responsable de la erección del pezón ante los estímulos sexuales y la succión así como del reflejo de la lactogénesis y la lactopoyesis<sup>9</sup>.

### *Forma y soporte*

Las mamas varían en tamaño y forma. Su apariencia externa no predice su anatomía interna o su potencial de lactancia. La forma de la mama depende en gran medida de su soporte, el cual proviene principalmente de los ligamentos de Cooper y del tejido torácico subyacente sobre el cual descansa. Cada mama se adhiere en su base a la pared torácica por una fascia profunda que recubre los músculos pectorales. En la parte superior del pecho recibe cierto soporte de la piel que los recubre. Esa combinación de soporte anatómico es lo que determina la forma de las mamas. En un pequeño grupo de mujeres, los ductos y galactóforos son visibles por no fusionarse con el tejido que los rodea. La ubicación del pezón en relación al pliegue inframamario define el término ptosis, en el cual la mama cuelga de tal manera sobre el pecho que el pezón sobrepasa el pliegue inframamario. En algunos casos el conjunto pezón-areola puede eventualmente llegar a colgar hasta el nivel del ombligo. La distancia entre el pezón y la base superior del esternón en un seno joven, promedia 21 cm y es una medida antropométrica usada para determinar la simetría mamaria y el ptosis. Las mamas existen en un rango de proporción entre longitud y diámetro de la base, variando de 1:2 hasta 1:1.<sup>10</sup>

### ANATOMÍA DE LA MAMA

El tejido glandular está conformado por 15 a 20 lóbulos que terminan en ductos ramificados e interconectados, los cuales se dilatan bajo el pezón como senos lactíferos y vacían su contenido en 5 o 9 aberturas en el pezón, el tejido conectivo (fibroso) que rodea a los lóbulos y ductos y el tejido graso.( ANEXO N° 4)

## EMBRIOLOGÍA

El tejido glandular mamario comienza a desarrollarse en la 4ta. Semana de gestación a partir del ectodermo como invaginación de la epidermis hacia la dermis, inicialmente se localizan como bordes mamarios en la línea axilar la cual se extiende hasta la ingle y en la novena semana regresa al tórax dejando dos brotes en la mitad superior a nivel del cuarto espacio intercostal donde posteriormente se desarrollara la glándula a partir de la 12va semana formando los lóbulos mamarios<sup>11</sup> (ANEXO N° 5)

## DESARROLLO DE LA MAMA

Las unidades funcionales de la mama se originan a partir del ectodermo. El reborde epitelial, formador del tejido mamario y de los conductos y alvéolos lactíferos, se identifica a partir del día 35 de vida embrionaria. A la semana 15 se diferencian las células mesenquimatosas hacia el músculo liso del pezón y la areola. La presencia ocasional de “leche de brujas” al nacer debida a valores altos de hormonas maternas, demuestra que la unidad mamaria está completa al nacer. Esta secreción calostrál disminuye en el transcurso de tres a cuatro semanas, el tejido mamario involuciona y no se observa ninguna alteración del tejido mamario hasta la pubertad.

La mama madura está formada por unidades funcionales, alvéolos, conductos lactíferos y su tejido de sostén, inicia su desarrollo a partir de la pubertad y dura varios años. Para su desarrollo funcional completo se requiere estrógenos, progesterona, insulina, cortisol, tiroxina, hormona del crecimiento y prolactina. Los valores de estrógenos aumentan la areola, crece y se pigmenta. El tejido adiposo se deposita para formar de la mama y proporcionar un medio esteroideogénico para la conversión directa de hormonas en la misma.

Cuando no hay embarazo, los alvéolos son insignificantes en la mama sin lactancia, los conductos mayores se encuentran incluidos en la red estromática (tejido fibroso, grasa, vasos sanguíneos y linfáticos)<sup>12</sup>.

*Desarrollo Etapas De Tanner:* (ANEXO N° 6)

1a. Etapa: infancia (el seno es plano)

2a. Etapa: llamada brote del pecho, el pezón y la mama se proyectan ligeramente y los ductos lactíferos y el tejido graso comienza a formarse.

3a. Etapa: se presenta un crecimiento adicional, inicialmente en forma cónica y posteriormente en forma redondeada, la areola se oscurece.

4ta. Etapa; el pezón y la areola forman un montículo separado, la menstruación inicia dos años después.

5ta. Etapa: la mama termina su crecimiento durante la pubertad alcanzando su forma redondeada.

## FISIOLOGÍA DEL DESARROLLO MAMARIO

En la pubertad el desarrollo de la mama (telarquia) es bajo la influencia de los ovarios con la producción de estrógenos (estradiol) que se produce en el ovario puberal, se modifica la areola se inicia el depósito de tejido subareolar y la prolactina induce la síntesis de receptores estrogénicos en el tejido mamario, la acción conjunta de ambas hormonas inicia el crecimiento específico del componente ductal, del sistema glandular, del estroma y del epitelio. El crecimiento del sistema alveolar requiere estímulo de la progesterona cuya síntesis ovárica ocurre en etapas más tardías de la pubertad<sup>5</sup>.

### 3.2.2 CÁNCER DE MAMA

El cáncer de mama es el crecimiento desenfrenado de células malignas en el tejido mamario. Existen dos tipos principales de cáncer de mama, el carcinoma ductal (la más frecuente) que comienza en los conductos que llevan leche desde la mama hasta el pezón y el carcinoma lobulillar que comienza en partes de las mamas, llamadas lobulillos, que producen la leche materna.

Los principales factores de riesgo de contraer cáncer de mama incluyen una edad avanzada, la primera menstruación a temprana edad, edad avanzada en el momento del primer parto o nunca haber dado a luz, antecedentes familiares de cáncer de mama, el hecho de consumir hormonas tales como estrógeno y progesterona, consumir licor y ser de blanca. Entre 5 a 10 % de los casos, el cáncer de mama es causado por mutaciones genéticas heredadas<sup>13</sup>.

Para detectar el cáncer de mama, se utilizan diferentes pruebas como la mamografía, ultrasonido mamario con transductores de alta resolución (ecografía), una prueba de receptores de estrógeno y progesterona o imágenes por resonancia magnética. El diagnóstico de cáncer de mama sólo puede adoptar el carácter de definitivo por medio de una biopsia mamaria. Es ideal hacer biopsias por punción o aspiración, con aguja fina, con pistola de corte, estos guiados por ultrasonido o resonancia o usar equipos de biopsia por corte y vacío, los cuales son capaces de retirar la lesión parcialmente o completamente, según el caso. Estos pueden ser guiados por estereotaxia (imagen mamografica guiada por coordenadas) o por ultrasonido. Si no es posible, se pueden hacer biopsias incisionales (retirar parte de la masa) o excisionales (retirar toda la masa), esto puede alterar el estadio del tumor. Mediante ultrasonido, hay nuevas técnicas que pueden sugerir malignidad, como el doppler, el 3D multicorte o la elastougrafia, pero todas deben ser evaluadas y solo se tendrá un diagnostico definitivo mediante un Biopsia. Obviamente, por todos los métodos de imagen, se tienen caracterizaciones de lo que puede ser un cáncer o no, para lo cual, se usa el método BI-RADS, para decidir la conducta según esa clasificación.

Del total de los carcinomas de mama, menos del 1 % ocurren en varones.

El Día Internacional del Cáncer de Mama se celebra el octubre, tiene como objetivo sensibilizar a la población general acerca de la importancia que esta enfermedad tiene en el mundo industrializado<sup>14</sup>.

## EPIDEMIOLOGÍA DEL CÁNCER DE MAMA EN EL PERÚ Y EN EL MUNDO

De acuerdo a Globocan 2008, a nivel mundial el cáncer de mama es el primero en frecuencia en mujeres (un millón 384 mil nuevos casos, 22,9% del total de casos en mujeres) y también el primero más frecuente a nivel general entre hombres y mujeres. El 50% de los casos registrados se producen en los países en desarrollo (691 mil casos) y la otra mitad en los países desarrollados. Las tasas de incidencia de cáncer de mama se diferencian en 8.1 veces entre las regiones del mundo: las tasas más altas están en las regiones de Norte América, Europa Occidental y Australia (las tasas más ocurrieron en la población de mujeres blancas de Washington, DC (USA) con 115.2 y en la

población de mujeres hawaianas, en Hawái, con 118.9); mientras que las tasas de incidencia más bajas se han encontrado en África, Asia y Medio Oriente (en el sultanato de Omán, con una tasa de 14.6; y en China, las provincias de Jiashan y Zhongshan, con 14.7 y 15.4, respectivamente).

En cuanto a mortalidad tenemos una estimación de 458 mil muertes en el año 2008 a nivel mundial, convirtiendo al cáncer de mama en la quinta causa de muerte por cáncer en ambos sexos. Las tasas de mortalidad más altas se encuentran en Barbados con 29.2 y en el Medio Oriente (Líbano, Armenia y Jordania, con TEE de mortalidad de 26.1, 25.0 y 24.7, respectivamente).

En América Latina y el Caribe, es la segunda neoplasia maligna más frecuente en ambos sexos, y la primera en las mujeres, con una TEE cercana a 40 casos por cada 100,000 mujeres; sin embargo se ubica en primer lugar en importancia en mortalidad.

En los países desarrollados se ha observado tendencias crecientes en la tasa de incidencia, desde mediados de los años setenta hasta la actualidad: en general, los países de Europa occidental, Norte América y Australia tienen actualmente tasas de incidencia que varían entre 60 y 100 casos por 100,000 mujeres, mientras que en los países en desarrollo, en aquellos que tienen registros de cáncer continuos, se observa una tendencia creciente; pero con niveles de incidencia menores a 40 por 100,000.

El diagnóstico precoz y el tratamiento oportuno y satisfactorio hacen que en Estados Unidos, el cáncer de mama alcance tasas de sobrevivencia a cinco años, en estadios iniciales de 99% en las mujeres de raza blanca y 94% en mujeres afro americanas.

En el Perú, de acuerdo a los resultados de los registros de cáncer poblacionales de Lima, Trujillo y Arequipa, se ha estimado que en el año 2004 habían ocurrido 3,653 casos nuevos y fallecieron 1,269 mujeres por esta causa. En la ciudad de Trujillo el cáncer de mama es la segunda causa de cáncer en mujeres y en Arequipa tiene igual magnitud que el cáncer de cuello uterino. En Lima Metropolitana, para el período 2004-2005, el cáncer de mama se sitúa en el primer lugar con una tasa de incidencia estandarizada de 34.6 casos por 100 mil mujeres, con un promedio de 1,467 casos nuevos por año, representando un incremento 44% respecto al período 1968-1970.

De acuerdo a Globocan 2008, en el Perú habrían ocurrido 4,300 casos de cáncer de mama en ese año, representando una tasa de incidencia estandarizada de 34.0 casos por 100,000 mujeres; del mismo modo se estima que fallecieron 1,365 pacientes por esta causa. Podemos deducir que el 34.1% de los casos ocurren en el área de Lima Metropolitana.

La casuística del INEN revela que en los últimos años se recibe en promedio 1,200 casos de cáncer de mama, siendo los estadios II y III los predominantes en frecuencia. Finalmente, el indicador de Años de Vida Saludable Perdidos (AVISA) reportado en el estudio de carga de enfermedad para el Perú sitúa al cáncer de mama como la segunda enfermedad que causa las mayores pérdidas por cáncer en mujeres con 30,862 AVISA sólo en un año.<sup>15</sup>

## TIPOS

El carcinoma de mama presenta diversos tipos histológicos. Puede comenzar con una etapa no invasora, que al avanzar puede invadir el estroma y convertirse en carcinoma infiltrante.

Los tipos histológicos tumorales según la clasificación de la Organización Mundial de la Salud (OMS) es la siguiente: (14,15)

### *A. No invasores*

- 1 a. Carcinoma intraductal
- 1 b. Carcinoma intraductal con enfermedad de Paget
- 2. Carcinoma lobulillar in situ

### *B. Invasores*

- 1 a. Carcinoma ductal
- 1 b. Carcinoma ductal infiltrante con enfermedad de Paget
- 2. Carcinoma lobulillar infiltrante
- 3. Carcinoma medular
- 4. Carcinoma coloide (carcinoma mucinoso)
- 5. Carcinoma tubular
- 6. Carcinoma adenoide quístico
- 7. Carcinoma apocrino
- 8. Carcinoma papilar infiltrante

La incidencia de los tipos histológicos de cáncer de mama invasor es la siguiente:

Carcinoma ductal invasor

- Puro 52.6 %
- Combinado 22 %
- Carcinoma medular 6.2 %
- Carcinoma coloide 2.4 %
- Enfermedad de Paget 2.3 %
- Otros tipos puros 2 %
- Otros tipos combinados 1.6 %
- Carcinoma lobulillar infiltrante 4.9 %
- Carcinoma ductal y lobulillar combinado 6 %

#### GRADOS HISTOLÓGICOS DE MALIGNIDAD:

Basados en trabajos de Patey y Scarff (1928) y de Bloom y Richardson (1957), la OMS denominado diferentes grados histológicos de malignidad de acuerdo con los siguientes criterios histológicos:

*Formación de túbulos:* La formación de túbulos y acinos bien caracterizados, es índice de alto grado de diferenciación y, por consiguiente, de pronóstico más favorable.

El grado de malignidad se establece adjudicando la siguiente puntuación: un punto si es muy neto; dos puntos si es moderado; tres puntos si la diferenciación es pobre o nula y la proliferación celular se hace en forma de cordones o capas.

*Hipercromatismo y mitosis:* A mayor número de núcleos hipercromáticos o mitóticos, peor pronóstico.

La adjudicación de puntaje es: un punto si se observa escasamente alguna figura mitótica o hipercromática; dos puntos cuando en los campos aparecen 2 ó 3 de estas figuras, y tres puntos cuando el número es elevado.

*Irregularidades en el tamaño, forma y tinción de los núcleos:* Cuando los núcleos son uniformes con respecto al tamaño, forma y tinción, se adjudica un punto. Si la variación es moderada, corresponden dos puntos. Cuando hay acentuado pleomorfismo, se fijan tres puntos.



Para determinar la gradación de malignidad se procede a la adjudicación de puntajes de la siguiente manera:

Grado I: 3, 4 ó 5 puntos: malignidad baja. Bien diferenciado

Grado II: 6 ó 7 puntos: malignidad intermedia. Moderadamente diferenciado

Grado III: 8 ó 9 puntos: alta malignidad. Mal diferenciado.

Señalan los autores que para el grado I se observa una supervivencia a los 5 y 10 años del 75 y 45 %, respectivamente. Para el grado II, del 53 y 27 %, y para el grado III, del 31 y 18 %.

Como dato complementario, señala la OMS que, para juzgar esta gradación, los cortes deberán tener tamaño adecuado (de 1,5 a 2 cm. de lado) y que, en caso de tumores voluminosos, puede ser necesario estudiar por lo menos 2 o 3 cortes. Cuando en un corte se observe variación en la gradación, se decidirá según la parte de mayor malignidad.

Aclara la OMS que pueden existir otros elementos que permiten juzgar sobre el pronóstico: la pseudoencapsulación, la infiltración linfocitaria, la invasión vascular y linfática y la invasión de tejidos extramamarios.

#### ESTADIFICACIÓN DEL CÁNCER DE MAMA:

Fue la Unión Internacional contra el Cáncer (UICC) quien en 1954 crea el sistema TNM de clasificación tumoral, la cual se universalizó para todos los tumores, incluyendo el de mama. En esta clasificación, el símbolo T expresa tumor; el N se refiere a los ganglios, y M a la metástasis. A su vez, y de acuerdo con las características del T, N y M, se establecen cuatro estadios (I al IV).

#### **TNM:**

**T:** Se refiere al tumor primario

**T is:** Significa carcinoma in situ (lobulillar, intraductal, enfermedad de Paget sin evidencia de tumor intramamario)

**T x:** No se obtienen los requisitos mínimos para una evaluación (por ejemplo, el tumor es difuso, o bien por haber sido extirpado previamente).

**T 0:** El tumor existe, pero no se lo palpa. Es decir, es asintomático; o se manifiesta por otro síntoma, como un derrame sanguinolento por el pezón; o bien es un hallazgo mamográfico.

**T 1:** Tumor de 2 cm. o menos

**T 2:** Tumor de más de 2 cm., pero menor de 5 cm.

**T 3:** Tumor de más de 5 cm.

**T 4:** Tumor de cualquier tamaño

**T 4a:** tumor con fijación a la pared torácica

**T 4b:** tumor que se fija a la piel; con edema, infiltración o ulceración de la misma

**T 4c:** tumor con ambas características (4a y 4b)

**T 4d:** carcinoma inflamatorio

**N:** ganglios regionales

**N x:** cuando los ganglios linfáticos regionales no pueden ser determinados clínicamente (por ejemplo: por excesiva adiposidad de la axila, o por biopsia previa de axila)

**N 0:** no hay ganglios palpables

**N 1:** ganglios axilares homolaterales palpables, móviles

**N 2:** ganglios axilares homolaterales fijados entre sí o a las estructuras vecinas

**N 3:** ganglios supra o infraclaviculares homolaterales.

**M:** metástasis a distancia

**M 0:** no hay evidencia de metástasis a distancia

**M 1:** metástasis a distancia. Se incluye también la invasión de la piel más allá de los límites de la mama.

**Agrupaciones en estadios:**

Estadio 0: Tis N0 M0

Estadio I: T1 N0 M0

Estadio IIa: T0 N1 M0

T1 N1 M0

T2 N0 M0

Estadio IIb: T2 N1 M0

T3 N0 M0

Estadio IIIa: T0 N2 M0

T1 N2 M0

T2 N2 M0

T3 N1 M0

T3 N2 M0

Estadio IIIb: cualquier T, con N3 M0 o T4 con cualquier N y M0

Estadio IV: cualquier T, cualquier N con M1

## DIAGNÓSTICO

Históricamente, el síntoma primario del cáncer de mama era mediante la presentación de una masa palpable generalmente descubierta por la propia paciente, lo que por supuesto denotaba un estadio avanzado de la enfermedad, con su consiguiente tórpido pronóstico en la mayoría de los casos. Hoy en día, con el uso creciente de la mamografía, se ha logrado diagnosticar al cáncer de mama en estadios preclínicos de la enfermedad, lo que denota un pronóstico más alentador para estas pacientes. Pero como se hará mención en el contexto de este trabajo, sería importante que todas las mujeres pudieran tener acceso a programas de prevención primaria de la enfermedad y que no sean unas pocas las beneficiarias a este derecho de salud<sup>16</sup>.

### 3.2.3 LA MAMOGRAFÍA

La mamografía es una radiografía especial de toda la mama que comprende no sólo la glándula, sino su extensión yuxta axilar, axilar y planos profundos de elección para la detección temprana de cáncer de mama en mujeres asintomáticas. Para lograr este objetivo es indispensable cumplir con estándares de calidad, tanto en la realización como en la lectura. La mamografía es una técnica radiológica especialmente compleja debido a la arquitectura de la mama. Ésta se compone de tres tipos de tejidos (adiposo, fibro conectivo y glandular) distribuidos dentro de la mama sin seguir un patrón fijo, variando de mujer a mujer así como con la edad.

El reto de la mamografía consiste en distinguir entre estos tejidos normales y las áreas patológicas, las cuales tienen coeficientes de absorción radiológica muy similares y, a su vez, las imágenes patológicas pueden ser sumamente pequeñas como las microcalcificaciones, por lo cual se requiere excelente

definición de contrastes y una muy alta resolución.

*Métodos de obtención de la imagen mamográfica (ANEXO N° 7):*

- Mamografía convencional o analógica.
- Mamografía digital directa DR (Direct Radiography).
- Mamografía digital indirecta □ CR (Computed Radiography) o digitalizada.

## MAMOGRAFÍA CONVENCIONAL

En la mamografía convencional la imagen se obtiene usando detectores pantalla película, que graban los fotones de radiación que pasan a través de la mama. En este sistema, la imagen una vez obtenida no puede modificarse.

La labilidad de la película mamográfica plantea inconvenientes en el almacenamiento a largo plazo.

Sin embargo, es un sistema económico y eficaz en la producción de imágenes cuando se realiza bajo los estándares técnicos adecuados.

## MAMOGRAFÍA DIGITAL

Los sistemas digitales para mamografía están basados en detectores que producen una imagen no continua sino constituida por pequeños elementos separados (píxeles).

Utilizan una computadora para adquirir, procesar, almacenar y transferir las imágenes. La tecnología digital brinda ventajas y posibilidades tales como: archivo, teleconferencia, tomosíntesis y aplicación el CAD(detección asistida por computadora); la posibilidad de realizar la lectura directa en monitores sin necesidad de imprimir películas y numerosas herramientas que facilitan la lectura de las imágenes (magnificaciones con lupas electrónicas, inversión de polaridad de las imágenes) y su comparación con exámenes anteriores almacenados en la base de datos.

Con respecto a la capacidad de detectar anormalidades mamográficas subclínicas, la mamografía digital es equivalente a la mamografía analógica.

Estadísticamente, no hay diferencias significativas en la certeza diagnóstica entre la mamografía analógica y la digital, con excepción de: mujeres con mamas densas o heterogéneamente densas, menores de 50 años,

perimenopáusicas o premenopáusicas.

En estas pacientes, la mamografía digital revela mejores resultados, dado que los equipos digitales ofrecen la posibilidad de optimizar el contraste de la imagen y así mejorar la sensibilidad del estudio.

Como toda nueva tecnología, la mamografía digital requiere una capacitación que acredite al imagenólogo para su utilización y al físico médico en el desarrollo de procedimientos de control de calidad.

La tecnología digital, progresivamente, está reemplazando a la analógica.

Dicho reemplazo no es total por el costo elevado que el mismo implica. Por lo tanto, para el reemplazo de equipos convencionales debe existir una transición planificada, evaluando aspectos importantes como el estado del equipamiento actual, el número de pacientes y el costo total aproximado (equipamiento, mantenimiento, capacitación del personal).

Tipos de mamografía digital

La mamografía digital tiene dos expresiones:

- Mamografía digital directa (DR): usa un sistema directo, donde los equipos con sus detectores convierten directamente sus lecturas.
- Mamografía digital indirecta o radiología computada (CR): usa un lector láser y procesa la placa obtenida en un mamógrafo convencional.

La ***mamografía digital directa (DR)*** mide directamente los fotones de radiación que pasan por la mama. El equipo digital tiene la capacidad de leer los primeros fotones y mayor cantidad de ellos, lo cual no es factible con el sistema analógico, lo que permite un mapeo más exacto y más amplio de las variaciones de atenuación de los tejidos mamarios. Los mamógrafos digitales directos tienen detectores de radiación que convierten en un solo paso la información en carga eléctrica.

Habitualmente utilizan selenio como fotodetectores por su afinidad con los rayos X.

La ***mamografía digital indirecta (CR)*** utiliza chasis similares a los analógicos, pero en lugar de la placa radiológica contiene una placa de fósforo fotoestimulable que almacena la información recibida al efectuar la mamografía y la mantiene en forma latente. El chasis con la placa de fósforo se introduce

en el equipo lector que toma la imagen y, mediante fotoestimulación con láser y un proceso electrónico, la transforma en imagen digital que puede ser luego transmitida a los monitores de lectura de informes e impresa en placas especiales para imágenes digitales. En las estaciones de trabajo (al igual que DR) se cuenta con herramientas para magnificar en forma digital o efectuar inversión de la polaridad de imágenes. Las imágenes se pueden transmitir como en los sistemas DR, ser impresas o almacenarlas digitalmente en CD o en otros dispositivos. Al igual que la mamografía analógica, el sistema CR exige que un tecnólogo médico en radiodiagnóstico coloque el sistema CAE (control automático de exposición). Una desventaja de la CR es que la dosis de radiación por estudio es superior a la empleada con la DR y con la analógica, pero permanece dentro de los márgenes permitidos. Actualmente los sistemas CR han sido aceptados por la Food and Drug Administration (FDA) y por la European Medicines Agency (EMA) por haber alcanzado los niveles de calidad y sensibilidad diagnóstica requerida para este tipo de estudios.

#### **Ventajas de CR:**

- Menor costo.
- Adaptable a los equipos existentes mediante el chasis.
- Costo de reposición bajo.
- Mantenimiento global aceptable.

#### **Ventajas de DR:**

- Menores niveles de radiación.
- Se elimina el uso de los chasis.
- Mayor eficiencia y velocidad que CR y, por ende, un mayor rendimiento pacientes/día.
- Imagen dinámica.
- CAE incorporado en el equipo

#### **Aspectos físicos**

Con la digitalización de la imagen, ha sido posible separar los procesos de adquisición, visualización y almacenamiento, permitiendo la optimización de

cada uno en forma individual.

Los nuevos detectores de imagen utilizados en mamografía digital ofrecen alta resolución espacial y baja dosis de radiación, lo que se traduce en imágenes de alta calidad.

### **Sistemas de visualización**

La mamografía digital ofrece los beneficios de las estaciones de trabajos, como transmisión digital, fácil almacenamiento, recuperación de estudios previos y procesamiento de la imagen: algoritmos para visualizar el tejido en conjunto, ajuste de brillo y contraste y magnificación digital de la imagen.

Se recomienda que, para fines diagnósticos, se utilicen estaciones de trabajo con dos monitores grandes (45 50cm diagonal –19 21”–) de 5 megapíxeles. En cuanto a las condiciones de visualización, conviene que la luz ambiente sea menor (menos de 10 lux<sup>7</sup>) puesto que la intensidad máxima en el monitor (300 800 cd/m<sup>2</sup>) es mucho más baja que la de un negatoscopio para película analógica (2.000 4.000 cd/m). Asimismo, debido a las características de reflexión del monitor, la cantidad de luz ambiente podría disminuir seriamente el intervalo dinámico visible <sup>9</sup> y la visibilidad de las lesiones de bajo contraste.

### **Aspectos clínicos**

La facilidad de ajustar las imágenes en los monitores, particularmente el contraste, aun cuando se trate de mamas con predominio de tejido denso, la posibilidad de aplicar magnificaciones con lupas electrónicas, la inversión de la polaridad de la imagen obtenida y la utilización del CAD tienen el potencial de mejorar la detección de lesiones de sospecha radiológica. No obstante, los estudios donde se compara la mamografía digital con la analógica no han revelado diferencias estadísticamente significativas en la detección de cáncer de mama.

Al igual que en la mamografía analógica, existen diversos factores que afectan directa o indirectamente los resultados de la lectura o interpretación:

- ✓ Entrenamiento y experiencia del radiólogo.
- ✓ Factores inherentes a la mama: patrón y densidad del parénquima mamario.

- ✓ Factores técnicos y su calidad: el posicionamiento de la mama y la compresión aplicada varían entre los distintos examinadores.

### **CAD (detección asistida por computadora)**

Es un segundo lector (NO reemplaza al radiólogo), que tiene por objetivo aumentar la sensibilidad sin disminuir la especificidad. El radiólogo realiza su lectura mamográfica y luego consulta al CAD. El CAD dirige la atención del radiólogo a sitios de sospecha. Las marcas son consecuencia de sofisticados algoritmos y cálculos de computación (ANEXON°8). La computadora es “entrenada” con casos positivos y negativos. Los beneficios reportados con el uso del CAD aún se encuentran en discusión, aunque varios estudios han demostrado su utilidad real cuando los lectores no cuentan con experiencia o se encuentran en fase de entrenamiento.

El CAD habrá de aplicarse únicamente después de la interpretación realizada por el radiólogo y no se utilizará para sustituir las detecciones del radiólogo si la meta deseada es la mejora en la sensibilidad. La aplicación errónea del CAD puede inhabilitar sus ventajas y disminuir el rendimiento del radiólogo.

### **Tomosíntesis**

La tomosíntesis consiste en realizar, con un mamógrafo digital especialmente adaptado para ello, al menos 15 proyecciones anguladas entre sí en aproximadamente 11 segundos (ANEXO N° 9).

Simultáneamente, el equipo realiza una mamografía digital que en 3 o 4 segundos procesa la información y nos presenta en cortes planos de 1 mm de espesor paralelos a la superficie del detector; además, realiza una mamografía digital convencional.

El sistema de lectura sería similar a los utilizados en DR y CR con el agregado de la posibilidad de visualización de las imágenes multiplanares además de la mamografía digital. Si bien utiliza mayor radiación, está dentro de márgenes permitidos. Los controles periódicos y preventivos serán similares a los sistemas CR y DR.

El inconveniente de esta nueva técnica es su accesibilidad dado su alto costo.



## EL EQUIPO DE TRABAJO

Uno de los factores que determina una mayor variabilidad en los resultados obtenidos por distintos programas de tamizaje de cáncer de mama es la capacitación de los profesionales que intervienen en los procedimientos de tamizaje. Finalmente, es el médico radiólogo el que decide con su interpretación de cada mamografía el curso que han de seguir las mujeres que participan en un programa de tamizaje. El logro de niveles estándar de calidad en la realización e interpretación de la mamografía de tamizaje está relacionado con los procedimientos de certificación de la especialidad en Diagnóstico por Imágenes (en nuestro país no existe certificación de la subespecialidad para diagnóstico mamario), los programas de formación curricular y de entrenamiento específico y la experiencia lograda mediante un volumen de práctica suficiente, tanto en lo que se refiere a los médicos radiólogos como a los tecnólogos médicos y físicos en radiología.

La calidad de la actuación profesional se determina por la evaluación continua de la sensibilidad y la especificidad de los diagnósticos obtenidos por cada programa, y su comparación con otros programas de excelencia, o con los objetivos iniciales establecidos en el propio programa.

La validez de la lectura de mamografías de tamizaje está directamente relacionada con un suficiente entrenamiento específico y un volumen mínimo de lectura de mamografías de tamizaje anual. La introducción de programas de formación periódica, de sistemas de doble lectura de mamografías y el mantenimiento de una estrecha comunicación con mastólogos, ginecólogos, patólogos, clínicos, epidemiólogos y coordinadores del programa de tamizaje facilitan el logro de mayores niveles de calidad en la actuación profesional. De la misma forma, son de gran valor los procedimientos internos de revisión y la evaluación por expertos procedentes de centros de referencia.

## RESPONSABLE DEL SERVICIO DE RADIOLOGÍA

Es necesario que en el servicio exista un médico radiólogo responsable del cumplimiento de los protocolos de aseguramiento y del control de calidad, y debe ser quien, preferentemente, interprete las mamografías.

Sus responsabilidades incluyen:

- ✓ Asegurarse de que los tecnólogos médicos y/o médicos tengan formación adecuada y cursos de educación continua en mamografía.
- ✓ Motivar, supervisar y dirigir todos los aspectos pertinentes al programa de control de calidad en el área de mamografía.
- ✓ Designar a un tecnólogo medico como responsable primario en control de calidad con el fin de que ejecute las pruebas requeridas.
- ✓ Asegurar la disponibilidad de los equipos y materiales necesarios para la realización de las pruebas del control de calidad.
- ✓ Proveer constantemente retroalimentación positiva y negativa a los tecnólogos médicos y/o médicos sobre la calidad de las placas y los procedimientos de control de calidad.
- ✓ Asignar a un físico médico la tarea de supervisar los componentes de control de calidad relacionados con equipos y ejecutar las pruebas físicas correspondientes.
- ✓ Revisar los resultados de las pruebas de control de calidad.
- ✓ Verificar el porcentaje de repetición de películas (tasa de rechazo) y asegurarse de que no exceda el 10%.
- ✓ Designar una persona calificada para supervisar los programas de protección radiológica para empleados, pacientes y otras personas en el área.

#### TÉCNOLOGO MEDICO RADIÓLOGO

El papel del tecnólogo medico radiólogo que trabaja en el área de mamografía es fundamental, es el responsable de la recepción y el cuidado de la paciente y de la calidad final de la imagen mamográfica; también está encargado de implementar procedimientos de control de calidad, monitorizar, evaluar y adoptar medidas correctoras para mantener los estándares.

Las tareas del tecnólogo medico radiólogo pueden resumirse de la siguiente manera:

- ✓ Realizar procedimientos de control de calidad.
- ✓ Comunicarse con la mujer que acude al programa.
- ✓ Realizar las mamografías.

- ✓ Procesar las mamografías.
- ✓ Valorar la calidad de imagen.

Procedimientos de control de calidad Dentro de las actividades de control de calidad, el tecnólogo medico radiólogo debe realizar:

- ✓ Inspección visual de la unidad mamográfica.
- ✓ Limpieza del cuarto oscuro y verificación de sus condiciones ambientales.
- ✓ Control del procesador automático.
- ✓ Reabastecimiento y pH de los líquidos del procesador.
- ✓ Limpieza de las pantallas intensificadoras.
- ✓ Pruebas de evaluación de la calidad de la imagen.
- ✓ Estudio de la tasa de rechazo de placas mamográficas.

Dotación de personal

Estándares mínimos para mantener idoneidad del tecnólogo medico:

- ✓ Número de mamografías periodo de 6 horas/tecnólogo medico radiólogo:  
20 22.
- ✓ Participación mínima: 2 días/semana.
- ✓ Número mínimo de estudios/semana:

## MÉDICO RADIÓLOGO

Los médicos radiólogos son los principales responsables de la calidad de la imagen de la mamografía y de la interpretación diagnóstica.

Los médicos radiólogos deben negarse a aceptar mamografías técnicamente insatisfactorias y solicitar que se repitan. Debe llevarse un registro de todas las mamografías que se repiten.

Todo médico radiólogo dentro de un equipo de tamizaje debe:

- ✓ Estar médicamente calificado y matriculado para ejercer en su país.
- ✓ Contar con la formación específica tanto en mamografía diagnóstica (sintomática) como de tamizaje.
- ✓ Participar en un programa de formación médica continua y en cualquier programa de valoración de la calidad externo pertinente.
- ✓ Tener acceso a los datos de seguimiento patológico y quirúrgico.
- ✓ Participar en los encuentros multidisciplinarios de revisión y gestión clínica.

- ✓ Tener amplia experiencia en técnicas de valoración, incluyendo la capacidad de realizar ultrasonido, PAAF (punción aspiración con aguja fin) o biopsias con aguja gruesa (core).
- ✓ Dirigir el proceso de evaluación de los casos en que se vuelva a citar a las mujeres para realizar pruebas complementarias debido a la detección de anomalías en el tamizaje.
- ✓ En caso de que se detecten anomalías no palpables durante el tamizaje, será el responsable de realizar o designar quién debe realizar el procedimiento de localización antes de la extirpación quirúrgica, ya sea con fines diagnósticos o terapéuticos.

#### EXPERTOS EN FÍSICA DE RADIODIAGNÓSTICO (FÍSICOS MÉDICOS/INGENIEROS)

Es necesario que el centro de mamografías tenga acceso a un físico médico o ingeniero que sea responsable de supervisar el cumplimiento de los protocolos de control de calidad en el área de física médica, así como el rendimiento de los equipos, evaluación de las dosis recibidas por los pacientes y seguridad de los operadores.

Anualmente el físico/ingeniero debe:

- ✓ Evaluar los sistemas mecánicos del mamógrafo.
- ✓ Evaluar el sistema de colimación.
- ✓ Determinar la repetibilidad, consistencia y linealidad de los valores de los parámetros U (kVp11), Plt (mAs), y tiempo.
- ✓ Determinar la calidad del haz de rayos X mediante la determinación del espesor hemirreductor (EHR).
- ✓ Evaluar el sistema de control de exposición automático (CEA).
- ✓ Evaluar la uniformidad de la velocidad de las pantallas intensificadoras.
- ✓ Medir el kerma en aire a la entrada de la mama y la dosis glandular promedio.
- ✓ Evaluar la calidad de la imagen con un maniquí (fantoma) de acreditación.
- ✓ Determinar la existencia de artefactos y sus causas.

Debe colaborar en:

- ✓ Asesorar en las especificaciones de compras de equipos e insumos.
- ✓ Efectuar pruebas de aceptación de equipos o insumos.
- ✓ Realizar los informes escritos de las diferentes pruebas.
- ✓ Recomendar las acciones correctivas que procedan.
- ✓ Revisar periódicamente todos los resultados de control de calidad y aseguramiento de la calidad con médicos, tecnólogo médico e ingenieros de mantenimiento responsables de realizar los mismos.
- ✓ Realizar valoraciones independientes de los procesadores de películas.
- ✓ Estar disponible para las consultas que surjan en la práctica diaria.
- ✓ Supervisar al tecnólogo médico responsable de las medidas de control de calidad.

## EL EXAMEN MAMOGRÁFICO

Los tecnólogos médicos en radiodiagnóstico se encargan de realizar las mamografías, revelarlas y evaluarlas. La comunicación entre el tecnólogo médico radiólogo y la mujer es un aspecto importante del examen. La intervención del tecnólogo es primordial a la hora de optimizar la experiencia, el grado de satisfacción y la aceptación permanente del servicio por parte de la mujer. La aceptación de un programa de tamizaje mamográfico es esencial para su éxito y para la mayor adhesión en las rondas subsiguientes. Es preciso identificar las necesidades y las circunstancias particulares de cada mujer para poder garantizarle una experiencia satisfactoria y positiva. El tecnólogo médico debe tener un trato amable, demostrar interés y generar confianza. Cuando se crea una atmósfera distendida, tranquila e informativa, la mujer se relaja más fácilmente.

La mamografía es una cadena de acciones que debe asegurar una excelente calidad de imagen y el cumplimiento de normas elementales en:

- a. posicionamiento de la mama
- b. captura de la imagen
- c. lectura (percepción y análisis)

## INTRODUCCIÓN AL EXAMEN MAMOGRÁFICO

- ✓ Saludo, presentación del tecnólogo medico a la paciente, indicando su nombre, cargo y función.
- ✓ Explicación del procedimiento (número de proyecciones que se van a tomar, una explicación de la colocación de la mama, de la importancia de la compresión, el procedimiento de notificación de resultados.
- ✓ Interrogatorio básico (estudios previos, antecedentes mamarios y personales relevantes).
- ✓ Consignar signos y síntomas mamarios.

## CONSENTIMIENTO

La compresión de la mama durante la mamografía puede generar molestias, En ocasiones importantes, especialmente si la paciente está tensa o temerosa. La mujer debe saber que se puede detener el estudio en cualquier momento, si así lo desea. El tecnólogo medico debe respetar ese derecho y reconocer el momento en que se retire el consentimiento.

## INICIO DEL EXAMEN

- 1) Seleccionar el tamaño de la plataforma de apoyo de la mama y la placa de compresión.
- 2) Limpiar el aparato de rayos X.
- 3) Decidir con qué proyección se va a comenzar y colocar el aparato de rayos X de acuerdo a la misma.
- 4) Seleccionar la posición de la cámara.
- 5) Colocar el chasis en el soporte correspondiente.
- 6) Comprobar si los datos identificatorios de la mujer son correctos.
- 7) Colocar la mama en posición (ver: Posicionamiento de la mama).
- 8) Aplicar la compresión lenta y cuidadosamente hasta que la mama esté firmemente sujeta (explicar previamente a la mujer la importancia de la compresión, aplicarla con la intensidad necesaria). Avisar el momento en que la misma va a llevarse a cabo.
- 9) Comprobar si la mujer está cómoda.
- 10) Corroborar si hay ausencia de pliegues en la piel, interposiciones, movimientos u otros factores como polvo en la pantalla.

- 11) Hacer la exposición.
- 12) Liberar la compresión de inmediato.
- 13) Retirar el chasis e insertar otro.
- 14) Proceder a la siguiente proyección.

## TÉCNICAS RADIOGRÁFICAS: OBSERVACIONES GENERALES Y TÉCNICAS DE EXPOSICIÓN

Independientemente de las características del equipo, es importante tener en cuenta las siguientes reglas básicas:

- Una firme compresión es esencial para obtener mamografías con dosis menores y calidad de imagen adecuada. Además de reducir la radiación dispersa, la compresión del tejido mamario separa las estructuras superpuestas, por lo que disminuye el efecto del enmascaramiento, y del grosor del tejido. De esta manera hace más fácil la penetración por el haz de rayos X, reduce la dosis de radiación y acerca el objeto (lesión) al receptor (pantalla) disminuyendo la borrosidad geométrica. La compresión es esencial para inmovilizar el tejido y eliminar el efecto borroso que aparece cuando la paciente se mueve. Las pacientes deben ser informadas acerca de la importancia y el uso de la compresión.
- El tecnólogo médico debe siempre trabajar del lado contralateral a la mama que está siendo examinada. Se debe comprimir hasta que el tejido quede tirante o firme al tacto, o antes de que la paciente comience a sentir dolor.
- Si el equipo dispone de control automático de exposición (CAE) es importante desplazar la cámara hacia la zona del pezón, sin llegar al espacio graso mamario anterior o al aire, para que así estemos siempre detectando la exposición correspondiente al tejido glandular.
- La densidad óptica (DO) de la imagen ha de estar por encima de 1,2 y su valor dependerá de la luminosidad del negatoscopio que se use para hacer la lectura de la mamografía. Con los negatoscopios de alto brillo, que son los recomendados, la DO ha de estar en torno a 1,5 - 1,8. Si no se dispone de negatoscopios de alto brillo, los valores de DO serán más bajos pero nunca inferiores a 1,4.

## POSICIONAMIENTO DE LA MAMA

Antes de posicionar a un paciente para realizarle una mamografía es necesario conocer:

- ✓ movilidad del órgano y de la articulación escapulo humeral
- ✓ constitución física del tórax
- ✓ tipo y volumen de la mama
- ✓ disposición emocional de la paciente

Cada paciente debe tener un estudio a medida. La misma situación se plantea ante las anormalidades mamográficas halladas, las cuales tienen su propio algoritmo de estudio.

### *Conceptos anatómicos y funcionales*

La mama es un órgano periférico, elástico y móvil:

- ✓ su volumen es cambiante
- ✓ se inserta al tórax, pende del músculo pectoral, por lo cual la relajación de este último será fundamental para fraccionar correctamente la mama en su posicionamiento
- ✓ la mama es más móvil en sus sectores externo e inferior. La tracción desde sus sectores móviles hacia los fijos (de externo a interno y desde inferior a superior) permitirá un menor desplazamiento de la paleta compresora, mayor toma del plano posterior y mejor despliegue

Hay que tener en cuenta además que el chasis tiene bordes rectos.

Radiografiar los planos posteriores de la mama requiere algunas consideraciones. La axila es la parte anatómica y biológica regional relacionada íntimamente con la mama, un 50% de los cánceres aparecen en los cuadrantes externos y más del 40% de ellos, en la prolongación o extensión axilar de la glándula (la mama y su adyacencia torácico axilar es toda una unidad de notable importancia anatómica y biológica).

La articulación escapulo humeral (hombro) requiere una aceptable funcionalidad, ya que interviene activamente en el posicionamiento del plano posterior de la mama.

Cualquier anormalidad músculo esquelética de la región tóraco vértebro escápulo humeral deberá ser tratada con mucho criterio y



dedicación en tiempo para obtener buenos resultados.

Normas básicas relacionadas al posicionamiento mamográfico.

Una adecuada posición es la clave para obtener una imagen óptima de la mama. Nuevos métodos han contribuido a incrementar la cantidad de tejido que se incluye en una mamografía, al considerar que la posición de la mama es específica para cada mujer y problema mamario.

## PROYECCIONES MAMOGRÁFICAS

Los nombres de las proyecciones mamográficas se basan en el ACR Colegio Americano de Radiología), Breast Imaging Reporting and Database System (BI RADS), un sistema léxico de terminología mamográfica desarrollado por expertos. La primera palabra del nombre de la proyección indica la posición del tubo de rayos X, la segunda palabra indica la localización del receptor de imagen.

Proyecciones estándares:

- *Proyección cráneo caudal (CC):* (ANEXO N° 10)

Con esta proyección se debe observar el tejido medial, su areolar, central y algo del lateral.

Las ventajas que existen en la posición CC de la proyección medial son:

- ✓ Se observa con mayor precisión el tejido medial
  - ✓ Permite la evaluación del tejido y/o localización de lesiones de los cuadrantes interno (inferior en la placa) y externo (superior en la placa) de la mama.
  - ✓ El contacto visual con el paciente es más directo.
  - ✓ El tejido lateral se estira para disminuir los pliegues de la piel.
- *Proyección medio lateral oblicua (MLO):* (ANEXO N° 11)

En esta proyección se observa:

- ✓ Todo el tejido mamario
  - ✓ El tejido en dos planos y se obtiene una compresión máxima paralela al músculo pectoral
  - ✓ Permite la evaluación del tejido y/o localización de lesiones en cuadrantes superiores e inferiores de la mama.
- *Proyecciones adicionales:*

- ❖ Proyección lateral a 90°: latero medial (para lesiones en el sector interno de la mama) y mediolateral (para lesiones en el sector externo de la mama). La proyección lateral estricta es la que se utiliza para las marcaciones pre quirúrgicas.
- ❖ Proyección cráneo caudal extendida o exagerada: permite representar lesiones en la parte exterior (fuera de la parte central) de la mama incluyendo el tejido axilar. Se posiciona a la paciente como para un examen de rutina CC y, a continuación, se eleva el pliegue inframamario y se gira a la paciente hasta que la parte lateral de la mama quede sobre la bandeja de examen. El tubo puede inclinarse hasta los 10° o 15°.
- ❖ Proyección con compresión focalizada: para mejorar la separación de tejido mamario se reduce la distancia objeto película; generalmente se combina con magnificación para mejorar la resolución. Es especialmente útil para esclarecer dudas en zonas densas. Este método permite reducir aún más el espesor de la mama en una zona localizada.
- ❖ Proyección con compresión focal y magnificación: permite magnificar y diferenciar masas con márgenes no definidos, o morfología, número y distribución de calcificaciones. Debe usarse siempre el foco fino. No se debe utilizar rejilla antidifusora (bucky) debido a que la magnificación emplea un espacio de aire que no permite a la radiación dispersa alcanzar la película.
- ❖ Proyección tangencial (con perdigón metálico): áreas palpatorias o para el diagnóstico de calcificaciones u otras alteraciones cutáneas (Por ejemplo: nevos).

➤ *Proyecciones en casos especiales :*

❖ Post mastectomía

Existen controversias sobre proyecciones del lado mastectomizado; aquellos que recomiendan este procedimiento pueden incluir una de las tres opciones siguientes:

- ✓ Proyección axial.
- ✓ MLO Proyección de la piel sobre la zona con mastectomía.
- ✓ Proyección de compresión focal de cualquier área de duda.

❖ Post cirugía conservadora

- ✓ Marcación previa de la cicatriz con un objeto metálico.
- ✓ De ser necesario realizar proyecciones focalizadas y/o magnificadas.

❖ Post radioterapia

Hay engrosamiento de la piel y edema, por lo tanto:

- ✓ Se requiere menos compresión,
- ✓ Se requiere aumentar factores técnicos (Kv.) y grado de ennegrecimiento.

❖ Implantes: Existe una técnica descrita por el Dr. G. W. Eklund que supera las limitaciones impuestas por la presencia de implantes. Traccionar del tejido mamario por encima y adelante del implante a medida que vaya aplicando la compresión.

El implante se retira hacia atrás contra la pared torácica.

La platina de compresión logra comprimir casi todo el tejido mamario libre.

Se requieren ocho proyecciones para evaluar tanto los implantes como el tejido mamario. Se realizan proyecciones CC y MLO con implantes, para ello siempre se utiliza técnica libre<sup>16</sup> por la alta densidad de la silicona, además de la CC y MLO y/o lateral de 90° con desplazamiento de implantes. La compresión se limita al espesor del implante.

Con esta técnica se favorece:

- ✓ Una mayor visualización del tejido mamario libre
- ✓ Una mayor y mejor compresión
- ✓ Una mejor definición de la imagen

## PROCESAMIENTO Y VALORACIÓN DE CALIDAD DE LA IMAGEN

La responsabilidad de garantizar el desarrollo continuo de todos los procesos de control de calidad físico técnico y profesional para obtener una calidad de imagen elevada recae en el médico radiólogo. Es necesario un conocimiento de las técnicas de posición adecuadas que debe utilizar el tecnólogo médico de radiodiagnóstico y el radiólogo debe valorar estos factores antes de emitir un informe sobre la mamografía.

El radiólogo también debe estar familiarizado con los aspectos importantes de Las técnicas de exposición y procesado que juegan un papel vital a la hora de

obtener la calidad definitiva de la imagen. Es preciso comprender la interrelación básica entre potencia, tipo de pantalla película, contraste, resolución, tiempo de procesado y temperatura, así como la importancia de una densidad óptica lo suficientemente elevada como para detectar pequeños cánceres invasivos. Una compresión adecuada y la ausencia de artefactos de movimiento también son importantes para el diagnóstico.

Listado de ítems a controlar:

1. Identificación correcta

Nombre y apellido.

Fecha y hora (optativo) del estudio.

Lado: mama izquierda o derecha (se colocan en el lado axilar de la mama: externo en la CC y superior en la MLO).

Tipo de proyección (CC o MLO).

2. Compresión adecuada y homogénea

3. Exposición homogénea

4. Simetría en compresión y exposición (uniformidad)

5. Ausencia de:

- ✓ pliegues de piel
- ✓ elementos externos sobrepuestos ajenos a la mama (artefactos de superposición)
- ✓ movimiento
- ✓ artefactos posteriores al revelado, como suciedad en la pantalla, arrastre de los rodillos, etc.

6. Técnica de revelado correcta

7. Imágenes simétricas.

8. La imagen debe incluir las siguientes partes anatómicas:

- ✓ El pezón en perfil.
- ✓ El espacio retro areolar central en el film.
- ✓ El cuerpo mamario glandular bien centrado sobre la película, parte del plano posterior y parte del músculo pectoral.
- ✓ Proyección del ángulo submamario (proyección medio lateral).
- ✓ El músculo pectoral se debe encontrar a nivel del pezón o por debajo (proyección medio lateral).

Una vez analizada la calidad de la imagen teniendo en cuenta todas estas características, el radiólogo debe rechazar firmemente las mamografías que no cumplan un número suficiente de criterios como para obtener un diagnóstico correcto. Estas películas se deberán repetir, así como registrarse el número de mujeres sujetas a una re citación técnica. Los exámenes repetidos se registrarán o bien en el momento del tamizaje o bien en fecha posterior<sup>17</sup>.

### **3.2.4 FÍSICA DE LA MAMOGRAFÍA**

#### **CONSIDERACIONES GENERALES.**

Las imágenes mamográficas actuales poseen una calidad sensiblemente superior y se obtienen con dosis de, aproximadamente, el 5% de la que se impartía hace 35 años cuando los primeros equipos específicos para mamografía aparecieron en el mercado. Estos logros son el resultado de los avances tecnológicos y los esfuerzos acumulados de un conjunto de profesionales - radiólogos, ingenieros, especialistas en física médica, etc. - que han trabajado de forma conjunta a lo largo de este periodo basándose en los principios físicos de formación de la imagen y de la interacción de los rayos X con la materia.

En la formación de la imagen mamográfica, los fotones procedentes del tubo de rayos X que atraviesan la mama se atenúan de forma distinta como consecuencia de la distinta composición de los tejidos que la componen. Esto origina variaciones espaciales de intensidad en el haz transmitido. En un sistema de cartulina-película, un porcentaje de esos fotones es capturado por la cartulina, que transforma las diferencias anteriores en diferencias de producción de luz. Estos fotones luminosos provocan sobre la película diferencias de densidad óptica que dan lugar a la imagen. La calidad de la imagen mamográfica – al igual que el resto de imágenes médicas – depende del contraste, de la resolución, del ruido y de los artefactos. Esto es, los detalles clínicamente relevantes en una imagen mamográfica serán visibles si existen abruptas diferencias en la densidad óptica de la película y si los bordes de dichos detalles no están excesivamente degradados por la borrosidad o los

artefactos. El otro aspecto importante a tener en cuenta, el riesgo asociado a la interacción de los fotones de rayos X con los tejidos de la mama, obliga a utilizar condiciones en el proceso de obtención de imágenes que, preservando el poder diagnóstico, minimicen los valores de dosis. En estas condiciones se incluye la selección de un equipo mamográfico adecuado (equipo de rayos X, receptor de la imagen, etc.) y la utilización de las técnicas radiográficas idóneas en función de las características del equipo y de la mama.

## CARACTERÍSTICAS DE LA MAMA.

El tamaño y la composición de la mama varían ampliamente de una mujer a otra y a lo largo de la edad. En la infancia, la mama está compuesta principalmente de tejido adiposo y en la pubertad comienza a desarrollarse el tejido glandular continuando hasta la madurez. A partir de la menopausia este tejido se sustituye gradualmente por grasa. Sin embargo, la edad no es el único factor determinante ya que existen otros tales como el espesor o los tratamientos hormonales que influyen de forma notable en la composición del tejido mamario. Debido a ello es común encontrar diferencias acusadas entre los patrones mamográficos (en densidades radiográficas) de las mamografías de mujeres con edad similar. Por ejemplo, se sabe que la proporción de tejido glandular varía con el espesor disminuyendo desde un 68%, para espesores inferiores a 3 cm, hasta un 16% para espesores mayores que 7 cm. De todos los tejidos que forman la mama, el tejido glandular (incluyendo epitelio acinar y ductal y el estroma asociado) es el que tiene un mayor riesgo de cáncer radioinducido.

El espesor de la mama es variable – mayor en la pared del tórax que en la parte del pezón – aunque los dispositivos de compresión utilizados en mamografía disminuyen en gran medida las diferencias. En general, el espesor de la mama bajo compresión está comprendido entre 2 cm y 10 cm, con un valor promedio entre 4,5 y 6 cm dependiendo del tipo de población. En nuestro país este valor es algo mayor que 5 cm (1,2). El área de la mama comprimida puede variar desde 35 cm<sup>2</sup>, hasta valores tan altos que hagan necesarias varias exposiciones, o el uso de un chasis mayor que el tamaño estándar (18 x 24 cm), para visualizar completamente la mama.

Las composiciones atómicas de los tejidos adiposo y glandular de la mama obtenidas por Hammerstein y colaboradores se muestran en la tabla 1. Son importantes para el estudio de las propiedades físicas del sistema mamográfico y para la optimización de las técnicas radiográficas. A los datos de esta tabla hay que añadir la composición de las microcalcificaciones que son muchas veces el único signo de anormalidad visible en un cáncer precoz. Las calcificaciones son motas o granos de hidroxapatita de calcio o fosfato de calcio que están asociados con el cáncer de mama hasta en un 50% de los casos. Su diámetro individual va desde algunos milímetros a menos de 0,05 mm. En la práctica se pueden visualizar calcificaciones a partir de un diámetro de 0,1 ó 0,2 mm. Otros detalles patológicos de interés son las masas tumorales con dimensiones de unos pocos milímetros inmersas en tejido glandular o las estructuras filamentosas tales como extensiones fibrosas en tejido adiposo.

#### INTERACCIÓN DE LOS FOTONES CON LA MAMA.

Las diferencias de composición y densidad entre los tejidos adiposo y glandular de la mama son suficientes para que se produzcan diferencias de absorción y dispersión de los fotones de rayos X cuando su energía es la adecuada.

No sucede lo mismo cuando se comparan entre sí el tejido glandular y las masas tumorales. De acuerdo con los resultados obtenidos por Johns y Yaffe, las diferencias más acusadas entre los coeficientes de atenuación de los tejidos adiposo y fibroso y el carcinoma ductal infiltrante se obtienen con fotones de baja energía Figura N° 1 (ANEXO N°12). Sin embargo, aún para estas energías, las diferencias correspondientes al tejido glandular y al carcinoma son pequeñas. En consecuencia, los cánceres de mama pueden aparecer en la mamografía como estructuras con densidad radiográfica similar a la del tejido glandular. Aunque las diferencias entre las calcificaciones y el tejido glandular son más acusadas, su pequeño tamaño hace que se necesite una resolución excelente para que sean visibles en la imagen mamográfica.

En el rango de energía de los fotones de rayos X en mamografía, las principales interacciones con el tejido mamario son debidas al efecto fotoeléctrico y a los procesos de dispersión. El efecto fotoeléctrico es la interacción dominante por debajo de 22 Kv. En esta interacción prácticamente

toda la energía del fotón incidente se transfiere al electrón expulsado y, por tanto, es la responsable de la mayor parte de la energía depositada en la mama. Los procesos de dispersión son la suma de las dispersiones coherente e incoherente. En la dispersión coherente, todos los fotones se dispersan en fase y no hay ionización atómica ni transferencia de energía. El único efecto es un cambio ligero en la dirección del fotón puesto que la dirección hacia delante ( $0^\circ$ ) se ve favorecida. En la dispersión incoherente o Compton, la transferencia de energía al electrón atómico - en el intervalo de energía utilizado en mamografía - es pequeña, del orden de 3 keV como máximo. Sin embargo, independientemente del escaso depósito de energía en la mama, los procesos de dispersión tienen una importancia considerable en mamografía por su influencia en el contraste: por una parte contribuyen al contraste inherente (por su contribución a la probabilidad total de interacción) y por otra degradan el contraste debido a los fotones dispersados que alcanzan la película.

#### PARÁMETROS FÍSICOS.

De lo dicho hasta aquí se deduce que la mamografía es una de las técnicas radiológicas más exigentes. La necesidad de hacer visibles en la imagen detalles tan sutiles dentro de la compleja arquitectura de la mama obliga a potenciar el contraste y la resolución y a minimizar el ruido. Además ha de obtenerse con una dosis tan baja como sea posible. Con respecto a los valores dosimétricos, distintas especificaciones de dosis han sido propuestas a lo largo de los últimos años: dosis en superficie (con y sin retrodispersión), dosis a mitad de espesor de la mama, dosis media en el tejido mamario y dosis promedio en el tejido glandular (DG). Este último es el tejido de mayor riesgo de cáncer radioinducido y, por ello, esta magnitud ha sido la recomendada por la ICRP y adoptada en gran parte de los protocolos de mamografía para la estimación del riesgo de carcinogénesis inducida por la radiación.

#### **Contraste de la imagen.**

En un sistema cartulina-película, el contraste de la imagen es la diferencia de densidades ópticas ( $DO$ ) correspondiente a la estructura de interés y sus alrededores. Los factores que influyen en el contraste son: la naturaleza del



objeto y la del fondo en el que está inmerso (contraste inherente), el espectro transmitido, la radiación dispersa y el contraste de la película.

El contraste inherente depende de la diferencia entre las fluencias energéticas de rayos X absorbidas por la cartulina en dos zonas de interés. Estas diferencias son consecuencia de las diferencias de atenuación dentro de la mama y se define como:

$$C/I = \log_e(\psi_o/\psi_f)$$

Donde  $C/I$  es el contraste inherente al objeto, y  $\psi_o$  y  $\psi_f$  son las fluencias energéticas absorbidas en la cartulina asociada al objeto y al fondo respectivamente.  $C/I$  es directamente proporcional a la diferencia entre los coeficientes de atenuación del objeto y el fondo ( $\Delta\mu_{ef}$ ) y al espesor del objeto. Los tejidos blandos de la mama, como se ha indicado, son similares en número atómico y densidad y las diferencias entre los coeficientes de atenuación son pequeñas. Las microcalcificaciones tienen mayor número atómico efectivo y densidad que los tejidos circundantes pero son de pequeño tamaño. Por tanto, para las estructuras mamarias de interés diagnóstico el  $C/I$  es bajo.

El contraste de la imagen se degrada por la radiación dispersa que alcanza al receptor de la imagen. Esta degradación varía con la energía de los fotones y el tamaño y composición de la mama. Puede cuantificarse mediante el denominado *Factor de Degradación del Contraste (FDC)*, que es la relación entre el contraste de la imagen con y sin radiación dispersa:

$$FDC = 1/(1+S/P)$$

S y P son las energías absorbidas en el receptor de la imagen procedentes de la radiación dispersada y primaria respectivamente. El cociente S/P aumenta con el espesor de la mama y del tamaño del campo. Su valor varía aproximadamente entre 0,33 y 1,0 cuando el espesor de la mama aumenta de 3 a 6 cm y el diámetro del campo lo hacen de 4 a 14 cm. La dependencia con la composición de la mama es más suave. En la práctica es corriente encontrar mamas de espesor superior a 8 cm y extrapolando los datos anteriores hallaríamos una relación S/P de 1,5 aproximadamente. Si se calcula  $FDC$  con los datos anteriores, se encuentra que solo es posible obtener del 40% ( $S/P = 1,5$ ) al 75% ( $S/P = 0,33$ ) del  $C/I$  a no ser que la radiación dispersa sea eliminada. Si toda ella es controlada, el contraste puede mejorarse en un factor

comprendido entre 1,4 y 2,5.

Para eliminar la radiación dispersa se utilizan las rejillas antidifusoras.

Idealmente una rejilla debería transmitir toda la radiación primaria del haz de rayos X y absorber toda la dispersa. En la práctica, las rejillas de mamografía transmiten el 60% - 75% de la radiación primaria y absorben el 75% - 85% de la dispersa. El comportamiento de una rejilla se caracteriza por el incremento de contraste que produce y el incremento de dosis que implica su uso. El primer efecto se mide por el *Factor de Incremento de Contraste (FIC)* definido como el cociente entre los contrastes de la imagen con y sin rejilla. El incremento de dosis se mide mediante el *Factor de Rejilla (FR)* definido por el cociente de la dosis con rejilla y sin rejilla. La relación entre ambos factores es:

$$FR = 1/T = FIC/T_p$$

Donde T y  $T_p$  representan respectivamente las fracciones de radiación total (Primaria + dispersa) y primaria transmitidas por la rejilla. Ambos factores *FIC* y *FR* dependen de la relación S/P y, por tanto, del espesor de la mama. Figura N° 2 (ANEXO N° 13). En ella podemos observar que la utilización de la rejilla con mamas de pequeño tamaño prácticamente duplica la dosis sin mejoras sustantivas del contraste.

Los dos tipos de rejilla actualmente más usuales son lineales con un conjunto de láminas de plomo separadas por un material de baja absorción de la radiación. La altura de la lámina dividida por el espacio entre dos láminas consecutivas es el índice de rejilla (*IR*). El primer tipo es móvil con valores típicos de 4:1 ó 5:1 para *IR* y 31 líneas cm<sup>-1</sup>. El material entre las láminas es plástico o fibra de algodón. La otra rejilla es estacionaria con valores típicos de 3,5:1 para *IR* y 80 líneas cm<sup>-1</sup>. El material entre las láminas de plomo es aluminio. Las dos tienen cubiertas de baja absorción de los rayos X. Dance et al estudiaron con métodos de Monte Carlo los dos tipos de rejilla encontrando un mejor comportamiento de la rejilla móvil tanto desde el punto de vista del incremento del contraste como de la dosis.

Recientemente ha aparecido en el mercado un nuevo tipo de rejilla introducida por la casa Lorad (Lorad, Dambury, Conn) y denominada rejilla HTC (high transmission cellular grid). Las laminillas son de cobre, el índice de rejilla es 3,8:1 y el material entre las laminillas es aire. Mientras que las rejillas lineales

no controlan la radiación dispersa paralela a las laminillas, la estructura celular de la rejilla HTC la controla en las dos direcciones. Un estudio comparativo entre varias rejillas móviles y una rejilla HTC ha sido recientemente publicado por Rezentes et al. Los resultados del trabajo muestran un comportamiento, en general, más satisfactorio de la rejilla HTC frente a las móviles para la mayoría de las condiciones investigadas (Kv., espesor de PMMA y combinación ánodo-filtro).

### **Borrosidad.**

El poder de resolución de un sistema de formación de la imagen representa la capacidad del sistema para formar imágenes diferenciadas de dos objetos que están muy próximos entre sí. Está íntimamente relacionado con la borrosidad que introduce el sistema. Existen cuatro factores que contribuyen a la borrosidad total: el tamaño de la mancha focal y la geometría (borrosidad geométrica), las características del receptor y el movimiento de la paciente.

Si ignoramos la borrosidad debida al movimiento (mama bien comprimida y tiempos de exposición cortos), la borrosidad total " $B$ " se puede obtener combinando z cuadráticamente la borrosidad geométrica y la del detector:

En esta expresión  $A$  es el aumento o ampliación de la imagen definido como el cociente entre la distancia foco-película y la distancia foco-objeto;  $f$  es el tamaño de la mancha focal y  $F$  es la borrosidad del receptor. Valores típicos de  $F$  en mamografía es del orden de 0,06 mm ó 0,05 mm.

El factor  $1/A$  convierte el valor de la borrosidad en el plano imagen al correspondiente valor en el plano objeto. El primer término dentro de la raíz representa la borrosidad geométrica, aumenta con la ampliación y es cero para un valor unidad. Es evidente que en las técnicas de ampliación ( $A \approx 1,5$  ó  $2$ ) la borrosidad total aumenta a no ser que se utilice un tamaño de la mancha focal suficientemente pequeño. De hecho solo se practican si el equipo dispone de un foco fino (tamaños de foco nominales iguales o inferiores a 0,15 mm).

En los equipos actuales y con mamografía de contacto es común encontrar los siguientes valores nominales:  $A \approx 1,1$ ;  $f \approx 3 \cdot 10^{-4}$  m y  $F \approx 6 \cdot 10^{-5}$  m. Con ellos la borrosidad geométrica es aproximadamente la mitad de la correspondiente al receptor y la borrosidad total comparable a la de la cartulina ( $B = 6,1 \cdot 10^{-5}$  m).

En la práctica, el valor real de  $f$  es mayor y la borrosidad se incrementa.

Además, la necesidad de utilizar altos rendimientos del tubo de rayos X impone limitaciones al tamaño del foco. Si el rendimiento es bajo, aumentan los tiempos de exposición y con ello la probabilidad de borrosidad por movimiento además del fallo de la ley de reciprocidad. Para obtener tiempos de exposición suficientemente pequeños se recomiendan corrientes del tubo de al menos 100 mA para el foco grueso y 30 mA para el foco fino.

### **Ruido.**

Físicamente, el ruido o moteado radiográfico de un conjunto cartulina-película ( $\sigma$ ) es el valor cuadrático medio de las fluctuaciones de densidad óptica en un área de la película uniformemente expuesta. Las medidas se hacen con un densitómetro cuyo diámetro de apertura es comparable al del detalle de interés. Las principales fuentes de ruido en mamografía son: el grano de la película ( $\sigma_g$ ) la estructura de la cartulina ( $\sigma_c$ ) y el ruido o moteado cuántico ( $\sigma_q$ ). Puesto que son independientes entre sí se combinan cuadráticamente para obtener el ruido total ( $\sigma$ ), que resulta ser función de la DO de la película. El contraste y el ruido afectan a la visibilidad de importantes detalles de la mama. Por tanto, como un índice de la calidad de la imagen se utiliza la *relación señal-ruido* (*RSR*) definida como el cociente entre el incremento de DO del detalle frente al fondo y el ruido total  $\sigma$  correspondiente a dicho detalle.

La *RSR* depende de la energía de los fotones y el espesor de la mama. La *RSR* disminuye rápidamente al aumentar la energía de los fotones con un umbral de energía por encima del cual las microcalcificaciones no pueden visualizarse.

Este comportamiento es común para todos los espesores. En vista del resultado anterior varios autores han estudiado la *RSR* para predecir la energía óptima en mamografía que produzca, a igualdad de dosis, la mejor *RSR*. Cada curva pasa por un valor máximo que representa la energía óptima de los fotones, siendo dicha energía distinta para cada espesor. De estas curvas pueden derivarse las bandas de energía más adecuadas para obtener la mejor *RSR* con cada espesor. Dichas bandas se recogen en la tabla N° 2 (ANEXO N° 14).

## ESPECTROS DE RAYOS X.

La calidad del haz de fotones a utilizar en mamografía está condicionada por la necesidad de obtener un alto *CI*, una buena *RSR* y un valor aceptable de dosis. De lo expuesto anteriormente se deduce que el intervalo de energía más adecuado está comprendido entre 14 y 25 Kv. En la Figura N° 3 (ANEXO N°15) puede verse un esquema de los espectros típicos usados hoy día en mamografía con el sistema cartulina-película. Hay cuatro combinaciones ánodo-filtro: Mo/Mo, Mo/Rh, Rh/Rh y W/Rh. La mayoría de los equipos tienen la primera combinación y algunos disponen de un filtro adicional de Rh. El equipo DMR de GE tiene un tubo con dos pistas de Mo y Rh y dos filtros de Mo y Rh respectivamente lo que permite seleccionar la combinación Rh/Rh aparte de las dos anteriormente mencionadas.

El modelo Mammotat 3000 de Siemens puede equiparse con un tubo de doble pista de Mo y W y doble filtro de Mo y Rh que permite seleccionar las combinaciones Mo/Mo, Mo/Rh y W/Rh. En la tabla 3 aparecen las propiedades físicas más destacables del Mo, Rh y W (ANEXO N°16). La energía de la radiación característica de los dos primeros elementos está dentro del intervalo deseado y juega un papel importante en la formación de la imagen. El número atómico del volframio es muy superior al de los anteriores y a las tensiones utilizadas en mamografía la radiación característica K no se produce. Las líneas L correspondientes a los tres elementos tienen una energía tan baja que son eliminadas por la filtración.

## TÉCNICA RADIOGRÁFICA.

La optimización de la técnica radiográfica es fundamental para conseguirla mejor relación calidad de imagen/dosis. La decisión de utilizar o no la rejilla en función de las características de la mama o el grado de compresión utilizado comprometen la relación anterior. Igualmente la selección de la combinación ánodo/filtro y de la tensión del tubo es siempre un compromiso entre calidad de imagen y dosis.

### **Combinación ánodo, filtro y tensión del tubo.**

Con la combinación Mo/Mo, las tensiones habituales están entre 25 y 30 Kv.

Ocasionalmente cuando las mamas son muy densas y gruesas la tensión puede incrementarse dos o tres Kv más. El espectro que se obtiene con estas tensiones es rico en radiación de frenado entre 15 y 20 Kv y radiación característica.

Estos fotones son óptimos para obtener las imágenes de mamas con espesor pequeño y mediano. Al incrementar el Kv aumenta el porcentaje de fotones por encima del borde de absorción del filtro de Mo y el haz se hace más penetrante. De esta forma se reduce la atenuación y la energía depositada en la mama. En la Figura N° 4 (ANEXO N° 17) puede verse como aumenta la dosis glandular cuando disminuye la tensión en función del espesor de la mama. En la Figura N° 5 (ANEXO N° 17) se observa la disminución del contraste para una calcificación de 0,5 mm cuando la tensión aumenta. En ambas se considera una mama promedio (50% grasa/50% glandular). Pérdidas de contraste similares se obtienen para un carcinoma en tejido glandular.

Cuando el espesor y la densidad de la mama aumentan, lo habitual es aumentar la tensión (29 – 32 Kv). Es bimodal, con un déficit de fotones entre 20 y 23 Kv intervalo energético para el cual la absorción de la cartulina es más alta. La consecuencia es un aumento de la dosis necesaria para obtener la densidad óptica adecuada. El espectro generado con la combinación Mo/Rh y transmitido por una mama de características iguales a la anterior tiene una distribución más homogénea y mayor número de fotones entre 20 y 23 Kv debido al borde de absorción más alto del Rh. El incremento de fotones de esta energía es aún mayor para espectros del Rh/Rh y W/Rh.

En la Figura N° 6 (ANEXO N° 18) aparecen los valores de dosis glandular a 27 Kv para Mo/Mo, Mo/Rh y Rh/Rh. Como se deduce del párrafo anterior, los valores de DG son siempre inferiores para la combinación Rh/Rh y las diferencias entre las tres combinaciones se acentúan para los espesores más gruesos. La Figura N° 7 (ANEXO N° 18) representa, frente a la tensión del tubo, el contraste intrínseco para una microcalcificación de 0,5 mm obtenido con las tres combinaciones anteriores. Los resultados corresponden a espesores de mama de 3 y 7 cm. Para el primer espesor el mejor contraste se alcanza siempre con Mo/Mo y el peor con Rh/Rh.

Para 7 cm, el contraste disminuye en los tres casos con la tensión pero la pendiente mayor es para Mo/Mo y la más suave para Rh/Rh. Estas gráficas permiten optimizar las técnicas radiográficas para cada espesor: con mamas pequeñas el contraste es apreciablemente mejor con Mo/Mo sin penalizaciones de dosis; para mamas gruesas se obtienen reducciones de dosis sin comprometer el contraste utilizando la combinación Rh/Rh y 30 Kv.

### **Compresión de la mama.**

La compresión de la mama es esencial en mamografía. Al comprimir se reduce el espesor sin variar apenas la densidad del tejido puesto que la superficie de la mama aumenta. Con una firme compresión se consigue:

- Aumentar el contraste. Varios factores contribuyen a aumentar el contraste como consecuencia de la disminución del espesor de la mama: disminuye la radiación dispersa ( $S/P$  es menor); se puede utilizar un haz incidente de energía media más baja (p.e. bajar los Kv, etc.); el espectro que alcanza al receptor es más blando. Por último, al uniformizar el espesor las exigencias del rango dinámico (latitud) de la película se suavizan y puede utilizarse una de mayor contraste.
- Reducir de dosis. Al comprimir se reduce el espesor disminuyendo la atenuación del haz de rayos X. En ocasiones, una compresión adecuada permite prescindir de la rejilla.
- Disminuir la borrosidad. Las estructuras de la mama se aproximan al plano de la imagen lo que disminuye la borrosidad geométrica. Además, la firme compresión disminuye los tiempos de exposición e inmoviliza a la paciente contribuyendo ambas cosas a disminuir la borrosidad por movimiento.
- Se facilita el diagnóstico. Al expandirse la mama disminuye la probabilidad de que se solapen determinadas estructuras dentro de ella<sup>18</sup>.

### **3.3 HIPÓTESIS:**

La compresión mamaria es un factor inversamente proporcional a la dosis en un examen de mamografía, es decir a mayor compresión menor será la dosis de radiación en la paciente.

### 3.4 DEFINICIÓN CONCEPTUAL DE TÉRMINOS:

**Atenuación:** Disminución de la intensidad del haz de radiación como consecuencia de la Interposición de un determinado material.

**Brillo:** Es la magnitud apropiada para medir la uniformidad de la luz de un negatoscopio o de un monitor y, en general, de un foco extenso de luz. Se define como la intensidad luminosa por unidad de área. Su unidad es el nit (nt);  $1 \text{ nt} = 1 \text{ cd/m}^2$ .

**Bucky:** Dispositivo que puede incluir el soporte del chasis, la rejilla, el mecanismo que mueve la rejilla y el sistema de control automático de exposición.

**Calidad de imagen:** Medida de la adecuación de la imagen a los requisitos necesarios para un correcto diagnóstico. La calidad de imagen es tanto mejor cuanto más fácil resulte extraer la información diagnóstica que motivó la prescripción de una exploración con rayos X.

**Cámara de ionización:** Detector de radiación conectado a una unidad de medida y a un indicador que muestra el resultado de la medida, que tiene una geometría, tamaño, respuesta energética y sensibilidad adecuadas para la medida de la radiación generada por el tubo de rayos X.

**Campo de radiación:** Sección plana del haz de radiación perpendicular al eje del mismo. Se puede definir a cualquier distancia del foco del haz.

**Campo luminoso:** Sección plana del haz luminoso perpendicular al eje del mismo. Se utiliza para delimitar el haz de radiación.

**Capa hemirreductora (HVL):** Parámetro que caracteriza la calidad del haz de rayos x. Es el espesor necesario de un material para reducir la intensidad del haz de radiación a la mitad. Normalmente se expresa en mm de Al.

**Carga:** Producto de la corriente del tubo por el tiempo de exposición (mAs) que se aplica Durante una exposición particular.

**Código de Monte Carlo MCNP5:** El método Monte Carlo debe su nombre a la ciudad de Montecarlo en Mónaco donde se juega la ruleta, el juego de azar que genera números aleatorios. Este método surge formalmente en el año 1944, sin embargo ya existían prototipos y procesos anteriores que se basaban en los mismos principios. El código MCNP, Monte Carlo N-Particle, desarrollado en el



laboratorio de los Álamos es el programa de computadora más completo basado en este método.

**Colimador:** Dispositivo, generalmente de plomo, situado a la salida del tubo de rayos X que permite dar forma al haz de rayos X y limitar su tamaño.

**Compensación del control automático de exposición:** Propiedad del control automático de exposición que nos permite obtener imágenes de la misma densidad óptica con independencia de las diferencias en el espesor del objeto o en la técnica radiográfica. Depende de la respuesta del detector (o de la cámara) a las variaciones de la calidad del haz o de la tasa de dosis.

**Compresor:** En mamografía, placa rectangular paralela al tablero del equipo de rayos X y situada sobre él, que se utiliza para comprimir la mama.

**Contraste de la imagen:** Es la cualidad de una imagen que permite distinguir un objeto frente a su entorno (por ejemplo, las diferencias de densidades ópticas entre dos elementos adyacentes de una imagen radiográfica).

**Contraste del objeto:** Diferencias inherentes en la atenuación de los rayos X entre el objeto que se visualiza y su entorno.

**Dosis al paciente:** Término genérico dado a distintas magnitudes dosimétricas aplicadas a un paciente o a un grupo de pacientes.

**Dosis glandular promedio (DGP):** Término de referencia (ICRP, 1987) para la estimación de la dosis de radiación en una mamografía con rayos X. Es la dosis absorbida en promedio en el tejido glandular, excluyendo la piel, de una mama comprimida uniformemente con una composición de un 50 % de tejido adiposo y un 50 % de tejido glandular.

**Efecto Compton:** Consiste en el aumento de la longitud de onda de un fotón de rayos x cuando choca con un electrón libre y pierde parte de su energía. la frecuencia o la longitud de onda de la radiación dispersada depende únicamente de la dirección de dispersión.

**Fotón:** Es la partícula elemental responsable de las manifestaciones cuánticas del fenómeno electromagnético. Es la partícula portadora de todas las formas de radiación electromagnética incluyendo los rayos x.

**Kerma aire en la superficie de entrada (KASE):** El kerma medido al aire libre (sin retrodispersión) en un punto en un plano que se corresponde con

la superficie de entrada de un objeto específico, por ejemplo la mama de una paciente o un maniquí estándar.

**Kerma aire:** Acrónimo del inglés "Kinetic energy released by mass absorption"). El cociente de  $dE_{tr}$  por  $dm$ , medido en Gray, donde  $dE_{tr}$  es la suma de la energía cinética inicial de todas las partículas ionizantes cargadas liberadas por partículas ionizantes no cargadas en una masa de aire  $dm$  (adaptado de ICRU 1980)

**Kilovoltímetro:** Dispositivo de comprobación de la tensión del tubo.

**Linealidad:** Relación lineal entre una variable dependiente y su variable independiente.

**Mama estándar:** Mama de 45 mm de espesor con una composición del 50 % de tejido adiposo y 50 % de tejido glandular.

**Mamógrafo.**-Equipo especializado en la adquisición de películas mamográficas (ANEXO N° 19).

**Tamizaje:** También denominado screening o cribado, es un anglicismo utilizado para indicar una estrategia aplicada sobre una población para detectar una enfermedad. La intención del tamizaje es identificar enfermedades de manera temprana dentro de una comunidad. Esto permite la rápida gestión e intervención con la esperanza de que se reduzcan los efectos (dolor, fallecimiento) provocados por la enfermedad.

## 4. MATERIALES Y METODOS

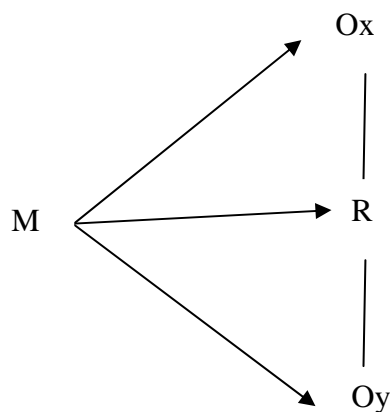
### 4.1 Diseño Metodológico

El presente trabajo es de tipo observacional, descriptivo-correlacional y de corte transversal.

#### *Diseño de investigación*

El diseño es Descriptivo – Correlacional, de corte transversal. El diagrama de diseño planteado lo podemos representar por letras, donde:

El esquema a usar es:



#### **Dónde:**

M: es la muestra de la investigación

Ox: Observación de la variable X: DMG

Oy: Observación de la variable Y: Compresión

#### *Población*

La población de estudio estuvo constituida por el total de mujeres de 40-60 años que se realicen examen de mamografía durante el periodo que comprende desde Enero hasta Marzo 2013.

### *Área de Estudio*

El presente estudio se realizó en el área de mamografía del Departamento de Diagnóstico por Imágenes (CETIDE) y en conjunto con el equipo de Seguridad Radiológica y Física Médica (OESA) del Hospital Nacional Dos de Mayo (HNDM), situado en el Parque "Historia de la Medicina Peruana" s/n Alt. Cdra. 13 Av. Grau - Cercado de Lima - Lima, Perú

### *Muestra*

La muestra empleada en el estudio ha sido una muestra poblacional, debido a que la población no tiene un número determinado de pacientes. El tipo de muestreo empleado ha sido no probabilístico consecutivo, donde entraron todos los casos que cumplieron con los criterios de selección en el periodo de tiempo determinado. La muestra poblacional estuvo conformada por 170 casos de mujeres entre 40-60 años.

## **4.2 Criterios De Selección:**

### **Criterio de Inclusión:**

- ✓ La muestra estará constituida por todas las pacientes nuevas de 40 – 60 años de edad, con síntomas y signos de patología mamaria o sin ellas que asistan al Hospital Nacional Dos de Mayo a realizarse un examen de mamografía.

### **Criterio de Exclusión:**

- ✓ Todas aquellas pacientes en etapa de control, después de la aplicación de radioterapia y/o quimioterapia que asistan a realizarse el examen de Mamografía y tengan prótesis mamaria.
- ✓ Todas aquellas pacientes que asistan a realizarse el examen de Mamografía y tengan prótesis mamaria.
- ✓ Todas aquellas pacientes que asistan a realizarse el examen de Mamografía con mastectomía unilateral.

#### **4.3 Variables De Estudio:**

##### *Dosis de Radiación*

Parámetro que describe la dosis absorbida en la mama (dosis-órgano)

##### *Compresión Mamaria*

Fuerza realizada por el compresor del mamógrafo. Ver operacionalización de variables (ANEXO N° 20)

#### **4.4 Procedimiento:**

Se realizó el seguimiento de las pacientes que asistieron al Hospital Nacional Dos de Mayo a realizarse un examen de mamografía, durante el período Enero – Marzo 2013. Para la recopilación de datos se elaboró una ficha de registro (ANEXO N° 21) correspondiente por cada caso a partir del examen propiamente dicho y otra ficha de los obtenidos en el programa exclusivo del equipo de Seguridad Radiológica y Física Médica del Hospital Nacional Dos de Mayo (ANEXO N° 22).

Las pacientes que se atienden en el Hospital Nacional Dos de Mayo son referidas de sus médicos. A la paciente interesada luego de pagar en caja; se le atenderá en el servicio de mamografía, para ello se le realiza previamente una anamnesis que puede ser referida por la paciente o por los familiares de la interesada; luego se le explica a la paciente los objetivos del proyecto de tesis y conforme a ello, firman un consentimiento informado (ANEXO N° 23) y de inmediato se procede al examen.

El equipo del área de Mamografía del HNMD es el modelo PLANMED SOPHIE (THOSIBA E7290 X-RAY TUBE ánodo/filtro, Mo/Mo) digital indirecto (ANEXO N° 24) y cuenta con un digitalizador KODAK (ANEXO N° 25).

Durante el examen se tomara registro de los valores de compresión, así también valores de espesor y kilovoltaje usados en la

proyección craneo caudal (CC) de la mama derecha e izquierda, estos datos se visualizan en el panel de control del mamógrafo.

#### **4.5 Análisis De Datos:**

Una vez adquirida la información, se vaciaron los datos en el programa exclusivo del equipo de Seguridad Radiológica y Física Médica del Hospital Nacional Dos De Mayo.

Este programa nos dio los valores de Dosis Glandular Media (DGM) para cada paciente, con lo cual completamos los valores de nuestras variables, una vez revisada la información recogida, se ingreso en un paquete estadístico de SPSSV17 ,se obtuvieron cuadros con las frecuencias absolutas, porcentajes y se hallaron las medias y Desviación Estándar de cada una de las variables operacionalizadas; asimismo para relacionar la DGM y la comprensión se ha utilizado el coeficiente correlación de Pearson.

#### **4.6 Principios Éticos:**

El investigador guardara discreción en el procedimiento de la investigación científica; siempre se tendrá presente la garantía de la confidencialidad del paciente, en toda la información obtenida en la entrevista y el registro de datos, toda la información contenida será exclusivamente manejada por el investigador. Los datos del paciente se obtendrán y manejaran para uso exclusivo del tesista.

## 5. RESULTADOS

Tabla N° 1

Lado de mama según Dosis Glandular Media

DGM(mGy)	Lado de mama				Total	
	Derecha		Izquierda			
	n	%	n	%	n	%
Deseable	157	92,4	154	90,6	311	91,5
Aceptable	13	7,6	16	9,4	29	8,5
Total	170	100	170	100	340	100

Fuente: Ficha de recolección de datos HNMD 2013

De la tabla se observa que del total de observaciones en la mama derecha el 92.4% tienen DGM deseable mientras que solo 7.6% tienen DGM Aceptable y del total de observaciones en la mama izquierda el 90.6% tienen DGM deseable y solo 9.4% tienen DGM Aceptable.

Grafico N° 1

Lado de mama según Dosis Glandular Media

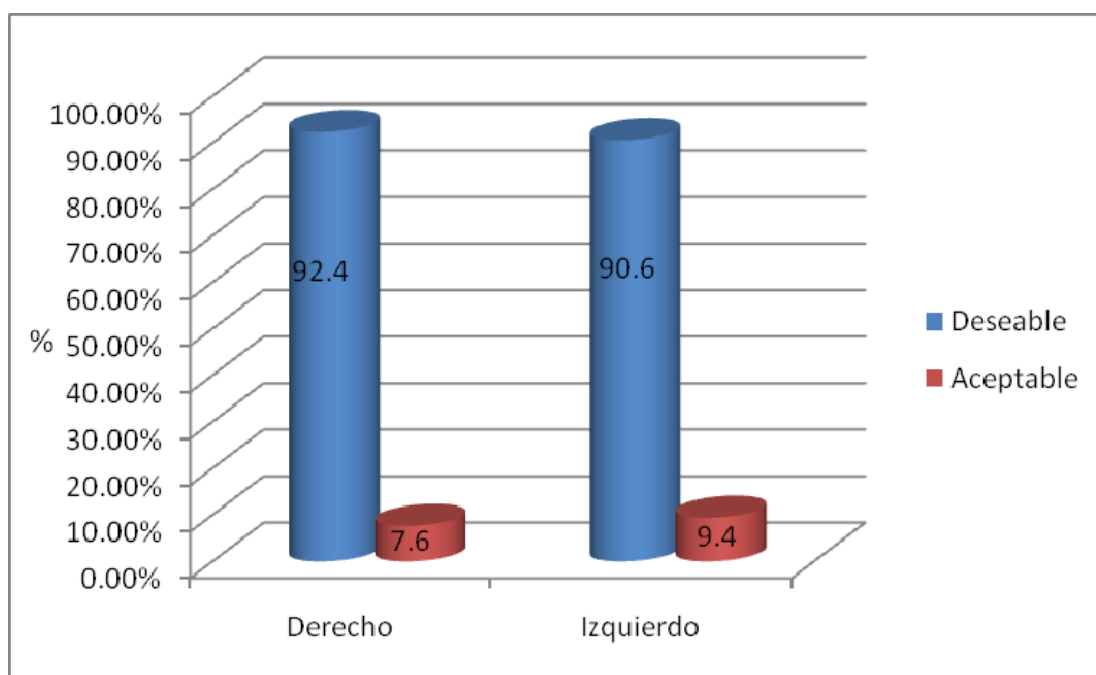


Tabla N° 2  
Lado de Mama según Espesor de la Mama

Espesor de la mama	Lado de Mama				Total	
	Derecha		Izquierda			
	n	%	n	%	n	%
Pequeña	66	38,8	76	44,7	142	41,8
Mediana	104	61,2	94	55,3	198	58,2
Total	170	100	170	100	340	100

Fuente: Ficha de recolección de datos HNMD 2013

De la tabla se observa que del total de observaciones en la mama derecha el 61.2% tienen espesor de mama mediana mientras que 38.8% tienen espesor de mama pequeña y del total de observaciones en la mama izquierda el 55.3% tienen espesor de mama mediana mientras que 44.7% tienen espesor de mama pequeña.

Grafico N° 2  
Posición de la mama según Espesor de la Mama

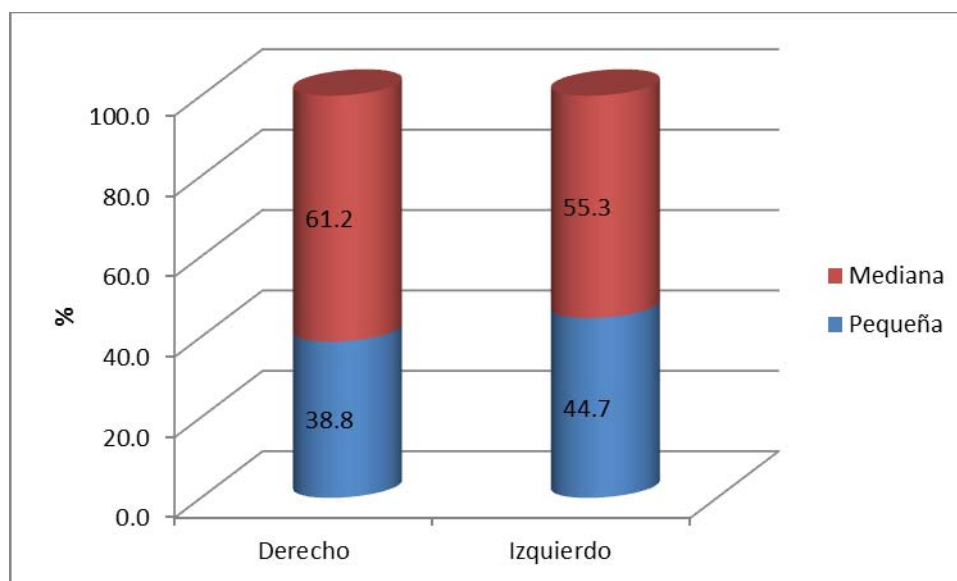




Tabla N° 3  
Lado de Mama según Compresión aplicada

Compresión aplicada	Lado De Mama				Total	
	Derecha		Izquierda			
	n	%	n	%	n	%
Adecuada	100	58.8	90	52.9	190	55.9
Excesiva	70	41.2	80	47.1	150	44.1
Total	170	100	170	100	340	100

Fuente: Ficha de recolección de datos HNDM 2013

De la tabla se observa que del total de observaciones en la mama derecha el 58.8% tienen compresión aplicada adecuada mientras que el 41.2 % tienen compresión aplicada Excesiva y del total de observaciones en la mama izquierda el 52.9% tienen compresión aplicada adecuada mientras que 47.1% tienen compresión aplicada Excesiva.

Grafico N° 3  
Lado de Mama según Compresión aplicada

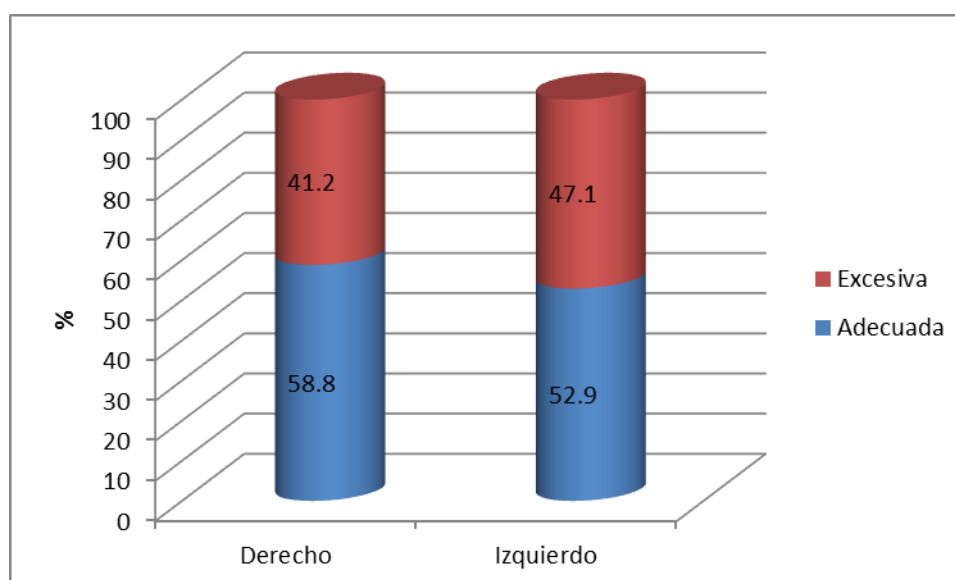


Tabla N° 4  
Media y desviación estándar de los valores DGM, Espesor de la Mama y  
Compresión aplicada

		N	Media	Desviación típica	Mínimo	Máximo
DGM(mGy)	Derecho	170	1,63	0,57	0,56	3,70
	Izquierdo	170	1,70	0,60	0,47	4,25
	Total	340	1,66	0,59	0,47	4,25
Espesor de la mama	Derecho	170	4,01	0,86	1,50	6,30
	Izquierdo	170	4,02	0,90	1,50	6,90
	Total	340	4,02	0,88	1,50	6,90
Compresión aplicada	Derecho	170	17,73	1,35	13,00	20,00
	Izquierdo	170	18,15	1,28	15,00	20,00
	Total	340	17,94	1,33	13,00	20,00

Fuente: Ficha de recolección de datos HNMD 2013

De la tabla se aprecia que la media de los valores de DGM en la mama derecha es de  $1.63 \pm 0.57$  con un valor máximo de 3.7 y un valor mínimo de 0.56, asimismo la media de los valores de la DGM en la mama izquierda es de  $1.7 \pm 0.6$  con un valor máximo de 4.25 y un valor mínimo de 0.47. En valores totales se encontró que la media es  $1.66 \pm 0.59$ , con un valor máximo de 4.25 y un valor mínimo de 0.47.

De la tabla se observa que la media de los valores del espesor de la mama en lado derecho es de  $4.01 \pm 0.86$  con un valor máximo de 6.3 y un valor mínimo de 1.5, asimismo la media de los valores de la DGM en la mama en el lado izquierdo es de  $4.02 \pm 0.9$  con un valor máximo de 6.9 y un valor mínimo de 1.50. En valores totales se encontró que la media es  $4.02 \pm 0.88$ , con un valor máximo de 6.90 y un valor mínimo de 1.5.

Se tiene que la media de los valores de la compresión aplicada en la mama derecha es de  $17.73 \pm 1.35$  con un valor máximo de 20 y un valor mínimo de 13, asimismo la media de los valores de la compresión aplicada en la mama izquierda es de  $18.15 \pm 1.28$  con un valor máximo de 20 y un valor mínimo de 15. En valores totales se encontró que la media es  $17.94 \pm 1.33$ , con un valor máximo de 20 y un valor mínimo de 13.

Tabla N° 5  
Correlación de Pearson de Dosis Glandular Media con Espesor de la Mama  
Derecha

		DGM
Espesor de la mama	Correlación de Pearson	0.58*
	P	0.000*
	N	170

Fuente: Ficha de recolección de datos HNDM 2013

De la tabla se aprecia que en relación a la mama derecha se observa que existe correlación positiva moderada (0.58) y significativa ( $P=0.000 < 0.05$ ) entre la DGM y el espesor de la mama, es decir, cuanto más grande sea el espesor de la mama mayor será dosis de DMG.

Grafico N° 4  
Dispersión de la DGM con Espesor de la Mama Derecha

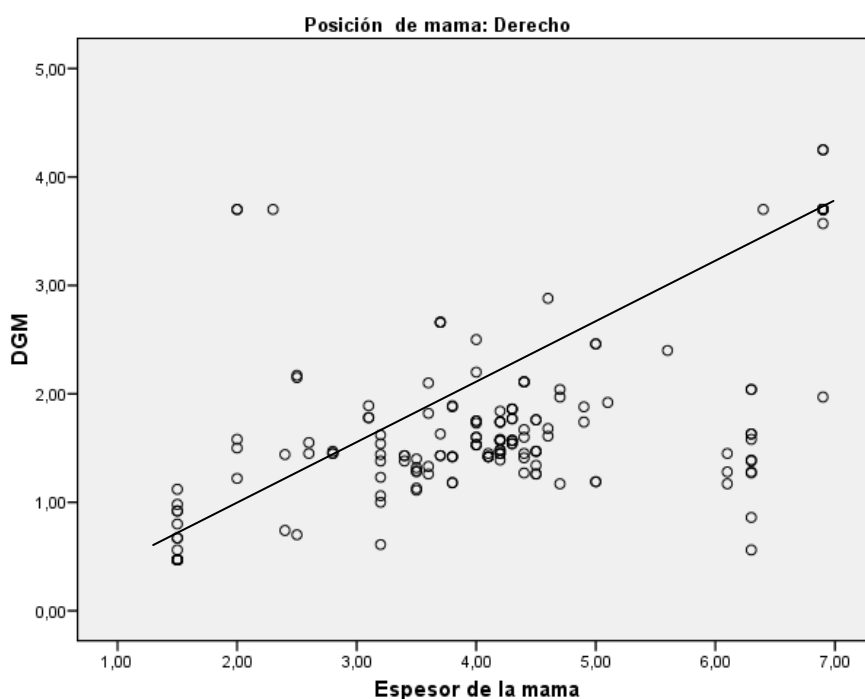


Tabla N° 6

Correlación de Pearson de Dosis Glandular Media y Compresión aplicada en la Mama Derecha

		DGM(mGy)
Compresión aplicada	Correlación de Pearson	-0,62
	P	0.000*
	N	170

Fuente: Ficha de recolección de datos HNDM 2013

De la tabla se aprecia que en relación a la mama derecha se observa que existe correlación negativa alta (-0.62) y significativa ( $P=0.000 < 0.05$ ) entre la DGM y la compresión aplicada, es decir, a mayor compresión aplicada menor será DMG.

Grafico N° 5

Dispersión de la DGM y Compresión aplicada en la Mama Derecha

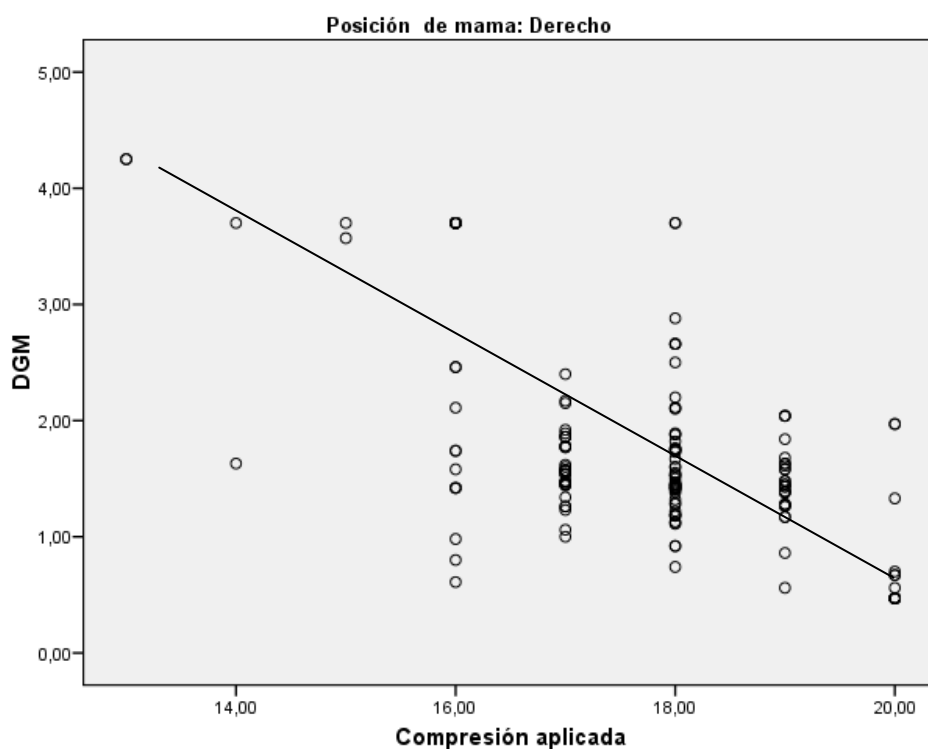


Tabla N° 7

Correlación de Pearson de Dosis Glandular Media con Espesor de la Mama Izquierda

		DGM(mGy)
Espesor de la mama	Correlación de Pearson	0,40
	P	0.000*
	N	170

Fuente: Ficha de recolección de datos HNMD 2013

De la tabla se aprecia que en relación a la mama derecha se observa que existe correlación positiva moderada (0.40) y significativa ( $P=0.000 < 0.05$ ) entre la DGM y el espesor de la mama, es decir, cuanto más grande sea espesor de la mama mayor será dosis de DMG.

Grafico N° 6

Dispersión de la DGM con Espesor de la Mama Izquierda

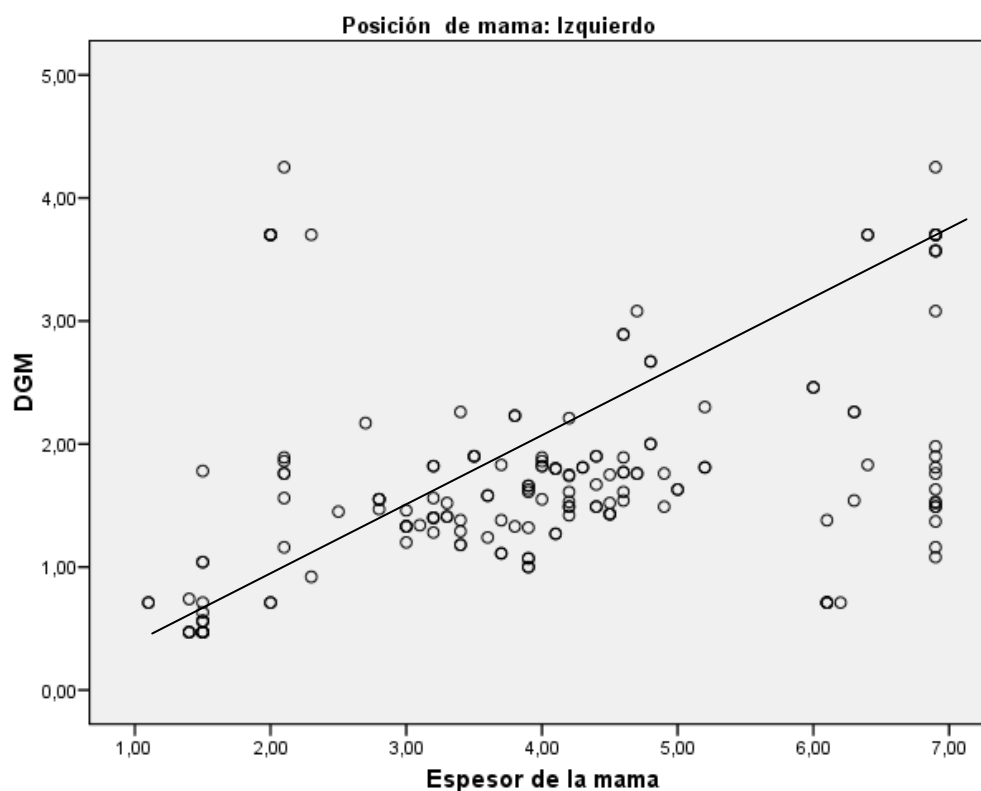


Tabla N° 8  
Correlación de Pearson de Dosis Glandular Media y Compresión aplicada la  
Mama Izquierda

		DGM(mGy)
Compresión aplicada	Correlación de Pearson	-0.55
	P	0.000*
	N	170

Fuente: Ficha de recolección de datos HNDM 2013

De la tabla se aprecia que en relación a la mama derecha se observa que existe correlación negativa alta (-0.55) y significativa ( $P=0.000 < 0.05$ ) entre la DGM y la compresión aplicada, es decir, a mayor compresión aplicada menor será DMG.

Grafico N° 7  
Dispersión de la DGM y Compresión aplicada en la Mama Izquierda

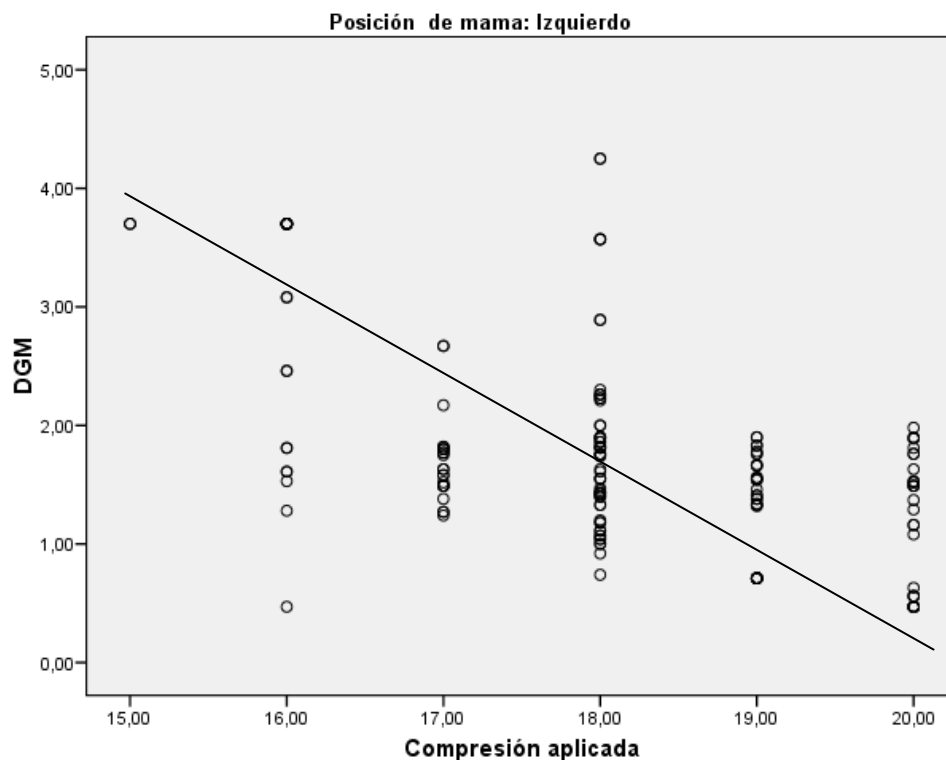


Tabla N° 9

Correlación de Pearson de Dosis Glandular Media con Espesor de la mama

		DGM
Espesor de la mama	Correlación de Pearson	0,49
	P	0.000*
	N	340

Fuente: Ficha de recolección de datos HNMD 2013

De la tabla se aprecia que existe correlación positiva moderada (0.49) y significativa ( $P=0.000 < 0.05$ ) entre la DGM y el espesor de la mama, es decir, cuanto más grande sea espesor de la mama mayor será dosis de DMG.

Grafico N° 8

Dispersión de la DGM con Espesor de la mama

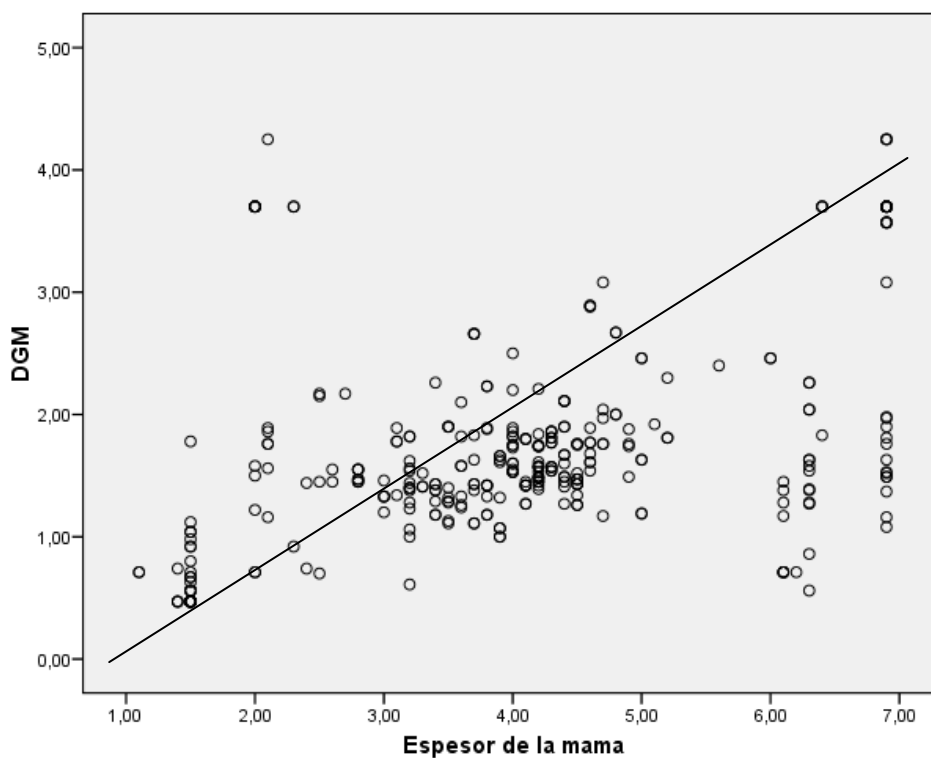


Tabla N° 10

Correlación de Pearson de Dosis Glandular Media con los Valores de Compresión aplicada

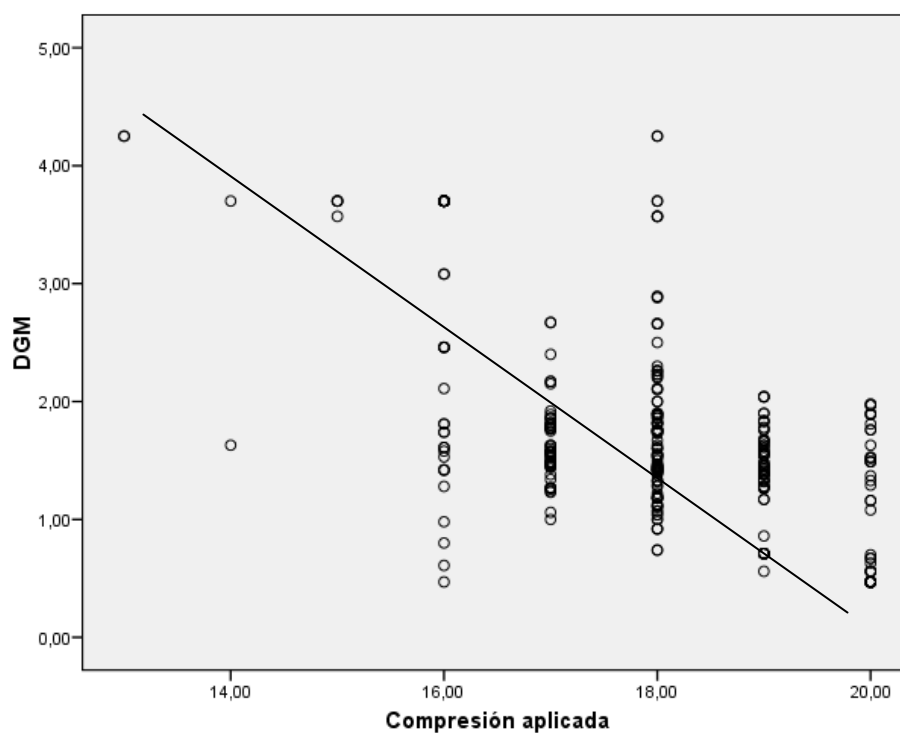
		DGM
Compresión aplicada	Correlación de Pearson	-0,55
	P	0.000*
	N	340

Fuente: Ficha de recolección de datos HNNDM 2013

De la tabla se aprecia que existe correlación negativa alta (-0.55) y significativa ( $P=0.000 < 0.05$ ) entre la DGM y la compresión aplicada, es decir, a mayor compresión aplicada menor será DMG.

Grafico N° 9

Dispersión de la DGM Compresión aplicada





## 6. DISCUSION

La mamografía juega un papel trascendental en la detección temprana del cáncer de mama ya que puede mostrar los cambios en las mamas hasta dos años antes de que el médico o paciente los adviertan. Las pautas actuales del Departamento de Salud y Servicios Humanos de los Estados Unidos (HHS, por sus siglas en inglés), la Sociedad Estadounidense del Cáncer (ACS, por sus siglas en inglés), la Asociación Médica Estadounidense (AMA, por sus siglas en inglés) y el Colegio Estadounidense de Radiología (ACR, por sus siglas en inglés) recomiendan realizarse una mamografía de exploración cada año en las mujeres, comenzando a partir de los 40 años. En esta especialidad es necesario prestar atención al control de la dosis de radiación al paciente y a la reducción de los riesgos. El presente estudio trata de contribuir en este aspecto; ya que el objetivo general es demostrar la relación entre la compresión mamaria y la dosis que recibe la paciente (DGM).

Para establecer la relación entre la dosis y compresión aplicada se aplicó el coeficiente de correlación de Pearson, en los 170 casos que entraron al estudio en la mama derecha se observa que existe correlación negativa alta (-0.62) y significativa ( $P=0.000 < 0.05$ ) entre la DGM y la compresión aplicada, es decir, cuanto mayor sea la compresión aplicada menor será la DGM. Así mismo se observa que existe correlación positiva moderada (0.58) y significativa ( $P=0.000 < 0.05$ ) entre la DGM y el espesor de la mama, es decir, cuanto más grande es el espesor de la mama mayor será la DMG.

De la tabla N° 4 se aprecia que la media de los valores de DGM en la mama derecha es de  $1.63 \pm 0.57$  con un valor máximo de 3.7 y un valor mínimo de 0.56, asimismo la media de los valores de la DGM en la mama izquierda es de  $1.7 \pm 0.6$  con un valor máximo de 4.25 y un valor mínimo de 0.47. En valores totales se encontró que la media es  $1.66 \pm 0.59$ , con un valor máximo de 4.25 y un valor mínimo de 0.47. Estos valores coinciden con los datos hallados en el año 2010, por el Colegio Americano de Radiología. Allí, se determinó que la dosis promedio en las glándulas mamarias para una mamografía bilateral con dos incidencias es de 3,7 mGy para mamografía digital y de 4,7 mGy para la convencional.

## 7. CONCLUSIONES

1. El presente estudio se realizó en el área de mamografía del Departamento de Diagnóstico por Imágenes (CETIDE) y en conjunto con el equipo de Seguridad Radiológica y Física Médica (OESA) del Hospital Nacional Dos de Mayo (HNDM), en el cual se tomaron datos de 170 pacientes entre 40-60 años, las que se realizaron el examen de mamografía en el periodo de Enero – Marzo del presente año se logró determinar que hay correlación negativa alta ( $-0.55$ ) y significativa ( $P=0.000 < 0.05$ ) entre la DGM y la comprensión aplicada, es decir, cuanto mayor sea la comprensión aplicada menor será la DGM.
2. Así mismo en el desarrollo del trabajo de investigación se encontró que del total de casos en la mama derecha el 58.8% tienen comprensión aplicada adecuada mientras que el 41.2 % tienen comprensión aplicada excesiva y del total de observaciones en la mama izquierda el 52.9% tienen comprensión aplicada adecuada mientras que 47.1% tienen comprensión aplicada excesiva. Dando una media de 17.5 que estaría en el rango de comprensión Adecuada.
3. En el desarrollo del trabajo de investigación se encontró que del total de observaciones en la mama derecha el 61.2% tienen espesor de mama mediana mientras que 38.8% tienen espesor de mama pequeña y del total de observaciones en la mama izquierda el 55.3% tienen espesor de mama mediana mientras que 44.7% tienen espesor de mama pequeña.
4. Se puede concluir que de los 170 casos ingresados al estudio en la mama derecha el 92.4% tuvo DGM Deseable mientras que solo 7.6% tuvieron DGM Aceptable y del total de observaciones en la mama izquierda el 90.6% tuvo DGM Deseable y solo 9.4% tuvieron DGM Aceptable. En ambas mamas hubo predominio de una DGM Deseable.

5. Se encontró que el valor de compresión aplicada en la mama tuvo un valor máximo de 20 Kg y un valor mínimo de 13 Kg.
6. De los resultados respecto al espesor de la mama y la DGM, se logra inferir que existe correlación positiva moderada (0.58) y significativa ( $P=0.000 < 0.05$ ) entre la DGM y el espesor de la mama, es decir, cuanto más grande sea el espesor de la mama mayor será la dosis (DGM).

## **8. RECOMENDACIONES**

1. Se sugiere que en el procedimiento del examen mamográfico se incluya la explicación a la paciente sobre la importancia y los beneficios de una adecuada compresión mamaria, con esto se lograría una mayor colaboración por parte de la paciente y se contribuiría en la seguridad y protección radiológica de la paciente.
2. Se sugiere que todo servicio de mamografía cuente con un Lic. Tecnólogo Médico en Radiología debidamente capacitado que cumpla con el procedimiento adecuado que garantice que las imágenes obtenidas tengan una excelente capacidad diagnóstica y con valores de dosis tan bajos como razonablemente sea posible, evitando repetir exposiciones innecesarias.
3. Se recomienda realizar pruebas de control de calidad a los sistemas de mamografía periódicamente para garantizar el adecuado funcionamiento del equipo.

## 9. BIBLIOGRAFÍA Y WEBGRAFÍA

1. Health Department. Central Public Health Administration. Radiological Risk Assesment In A Breast Cancer Screening Programme.2000: pp.4-7.
2. Márquez J, Acosta N, Benavente T. DOSIS EN MAMOGRAFÍA: ESTUDIO PRELIMINAR. Revista de investigación. Vol. (5) (2002)24-27.
3. Ramos M. Evaluación con métodos de Monte Carlo de equipos de mamografía digital del programa de cribado de la Comunidad Valenciana [Internet]. Valencia; 2006. [citado el 2013 abr.]; Disponible desde: <http://riunet.upv.es/bitstream/handle/10251/1861/tesisUPV2540.pdf>
4. Buzzi A, La mamografía y el riesgo de cáncer de tiroides. RAR.2012 Jun.; 76 (2): pp. 143-144.
5. Libros Virtuales. [Internet]. Glándula Mamaria. 2009. [citado el 2013 abr.]; Disponible desde: [http://www.intramed.net/sitios/librovirtual8/pdf/8\\_09.pdf](http://www.intramed.net/sitios/librovirtual8/pdf/8_09.pdf)
6. *ANDERSON M*, CÁNCER DE MAMA. La Fundación M.D. Anderson España - Centro Oncológico. 2007.
7. Servicio Andaluz de Salud. [Internet]. TEMA 46: Anatomía y Fisiología del Aparato Reproductor Masculino y Femenino. Editorial CEP. 2007. [citado el 2013 abr.]; Disponible desde: [http://sas.editorialcep.com/muestra/muestra\\_matronas.pdf](http://sas.editorialcep.com/muestra/muestra_matronas.pdf)
8. Enciclopedia médica en español. MedlinePlus. [Internet]. Cáncer de mama. 2009. [citado el 2013 abr.]; Disponible desde: <http://www.nlm.nih.gov/medlineplus/spanish/ency/article/000913.htm>

9. Sadler T. Langman Embriología Médica. 5ta.Ed.Buenos aires: Médica Panamericana, 1987.405p.
10. Wikipedia. La Enciclopedia libre. [Internet].Mama.2008. [citado el 2013 abr.]; Disponible desde: <http://es.wikipedia.org/wiki/Mama>
11. Slideshare. [Internet]. Glándula Mamaria.2010. [citado el 2013 abr.]; Disponible desde:  
<http://www.slideshare.net/nagallifa/glandula-mamaria>
12. Buenas Tareas. [Internet]. Glándula Mamaria. 2011, [citado el 2013 abr.]; Disponible desde:  
<http://www.buenastareas.com/ensayos/Gl%C3%A1ndula-Mamaria/3251382.html>
13. El informativo. [Internet]. Cáncer de mama.2013. [citado el 2013 Marzo.]; Disponible desde:  
[http://www.elinformativo.org/salud\\_cancer\\_de\\_mama.htm](http://www.elinformativo.org/salud_cancer_de_mama.htm)
14. Wikipedia. La Enciclopedia libre. [Internet].Cáncer de Mama.2012. [citado el 2013 abr.]; Disponible desde:  
[http://es.wikipedia.org/wiki/C%C3%A1ncer\\_de\\_mama](http://es.wikipedia.org/wiki/C%C3%A1ncer_de_mama)
15. Instituto de Enfermedades Neoplasicas. Guías de Práctica Clínica: Cáncer de Mama. 2011 Enero; p.9.
16. Diéguez N, Cáncer de Mama y Sociedad. [Internet]. Buenos Aires; 2009. [citado el 2013 abr.]; Disponible desde:  
<http://imgbiblio.vaneduc.edu.ar/fulltext/files/TC087497.pdf>

17. Instituto Nacional del Cáncer. [Internet]. Manual Operativo para el uso de mamografía en tamizaje. Programa de Control de Cáncer de Mama (PCCM).Argentina.2012. [citado el 2013 abr.]; Disponible desde:  
[http://www.msal.gov.ar/inc/descargas/Publicaciones/MANUAL%20OPERATIVO%20DE%20USO%20DE%20MAMOGRAFIA%2020\\_03\\_2012.pdf](http://www.msal.gov.ar/inc/descargas/Publicaciones/MANUAL%20OPERATIVO%20DE%20USO%20DE%20MAMOGRAFIA%2020_03_2012.pdf)
18. Carril S, Chevalier del Río M, Fernández B, et al. Control de Calidad en Mamografía Guía Práctica. España. 2000; 53-75.
19. IAEA Human Health Series N° 17. Quality Assurance Programme for Digital Mammography.2011; 114p.

## 10. ANEXOS

### ANEXO N° 1

**Tabla N°1.** Medidas realizadas a los sistemas mamograficos empleados, todas las evaluaciones fueran hechas con rejilla con una distancia foco-cámara de 54 cm y en condiciones de referencia (DO= 1+Base +Velo).

Sistema	CS <sup>1</sup> (mmAl)	kVp	mAs	Anodo/ Filtro	Espesor mama (cm)	K (mGy)	DES (mGy)	Factor <sup>2</sup> g	Factores de corrección <sup>2</sup>		DGM (mGy)
									s	c	
Senographe DMR <sup>a</sup>	0,34	28	296	Mo/Mo	5,1	20,18	21,90	0,187	1,000	1,000	3,77
		28	153	Rh/Rh	5,1	29,70	32,40	0,187	1,061	1,000	5,89
Senographe 500t <sup>b</sup>	0,28	28	100	Mo/Mo	5,1	5,50	6,00	0,164	1,000	1,000	0,90
		28	100	Mo/Mo	6,1	10,50	11,40	0,135	1,000	1,000	1,42
		28	100	Mo/Mo	7,1	17,00	18,50	0,114	1,000	1,000	1,94

<sup>1</sup> Capa semirreductora, CS

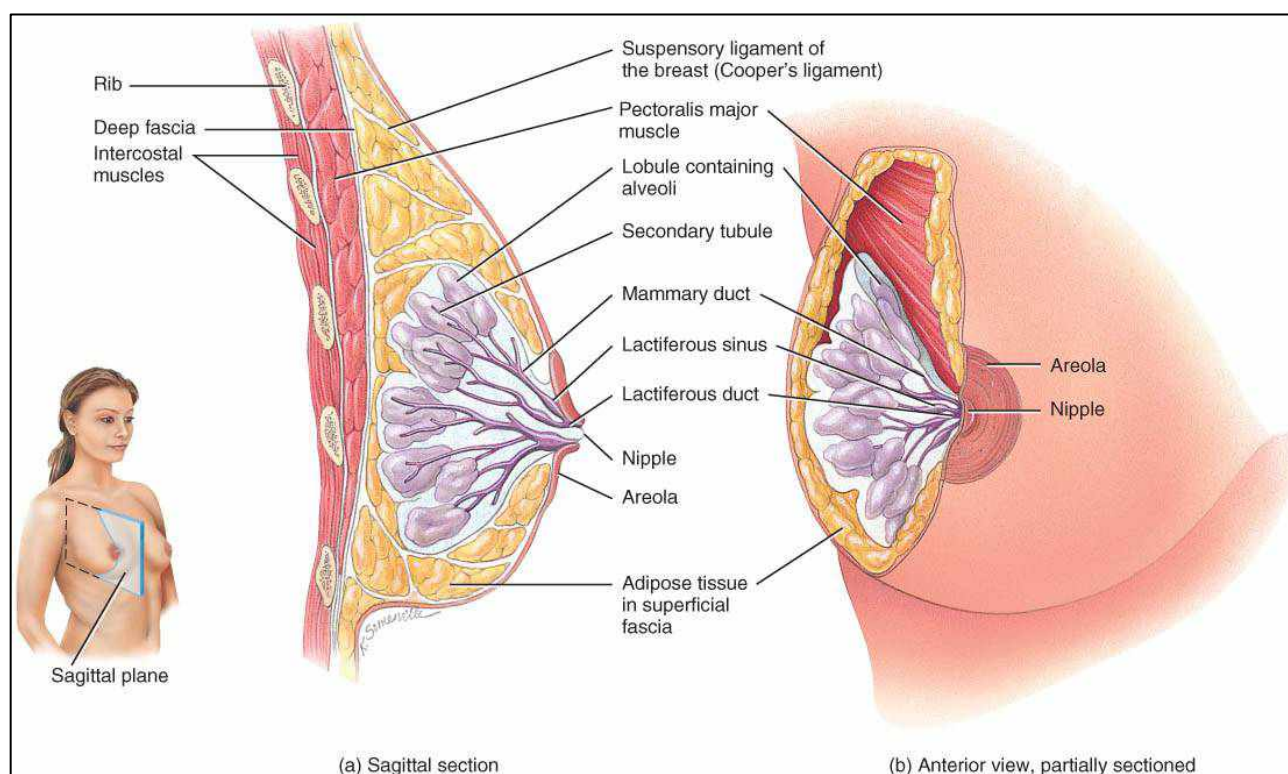
<sup>2</sup> Valores tomados de Dance et al [5].

<sup>a</sup> Mamógrafo empleado para aplicaciones clínicas.

<sup>b</sup> Mamógrafo empleado para docencia e investigación.

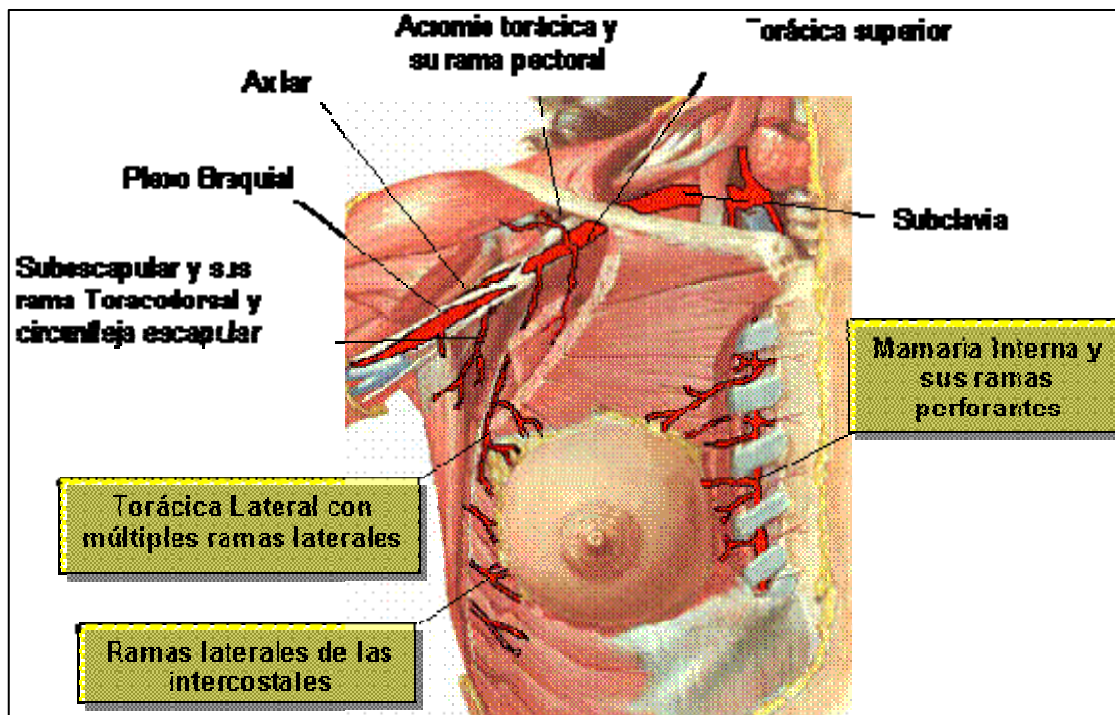
### ANEXO N° 2

#### Anatomía De La Glándula Mamaria.



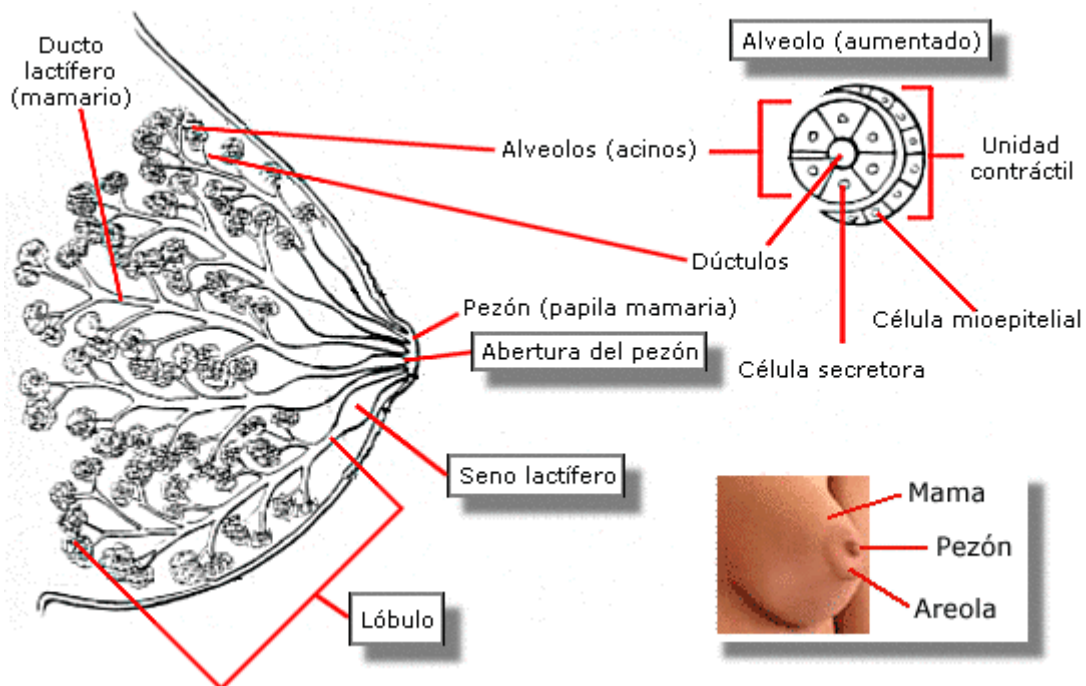
### ANEXO N° 3

Irrigación arterial de la mama: En el recuadro los principales troncos.



### ANEXO N°4

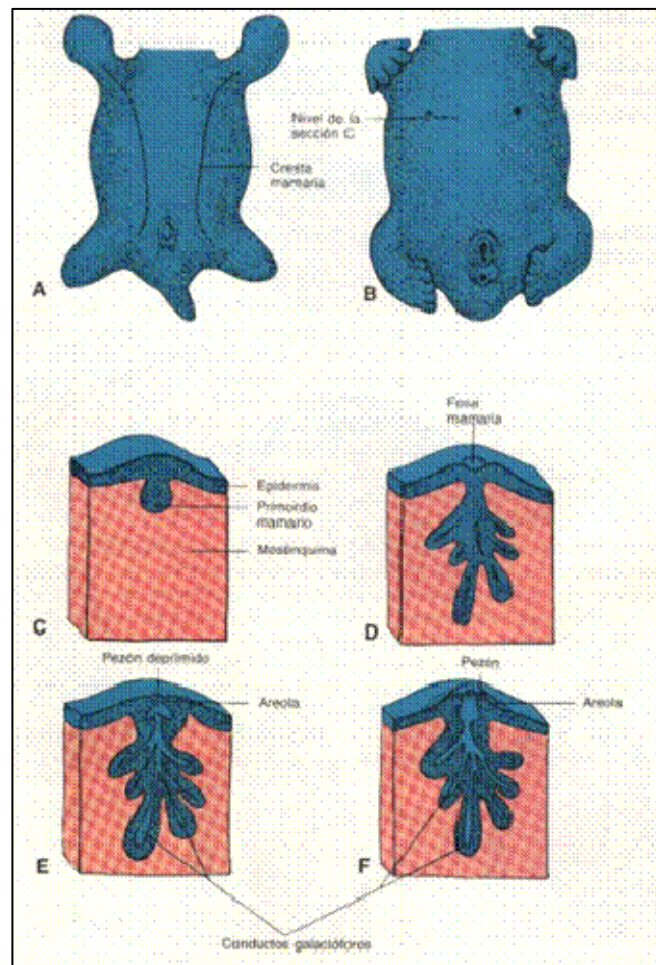
#### Anatomía De La Glándula Mamaria





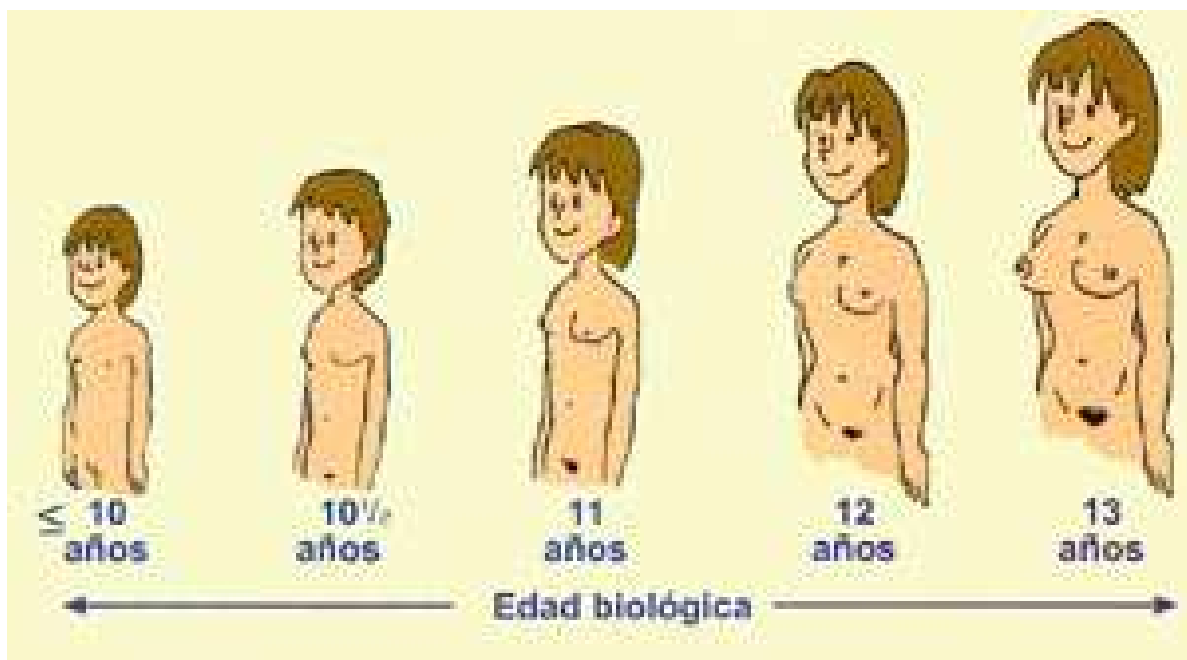
## ANEXO N° 5

### Embriología Del Tejido Mamario



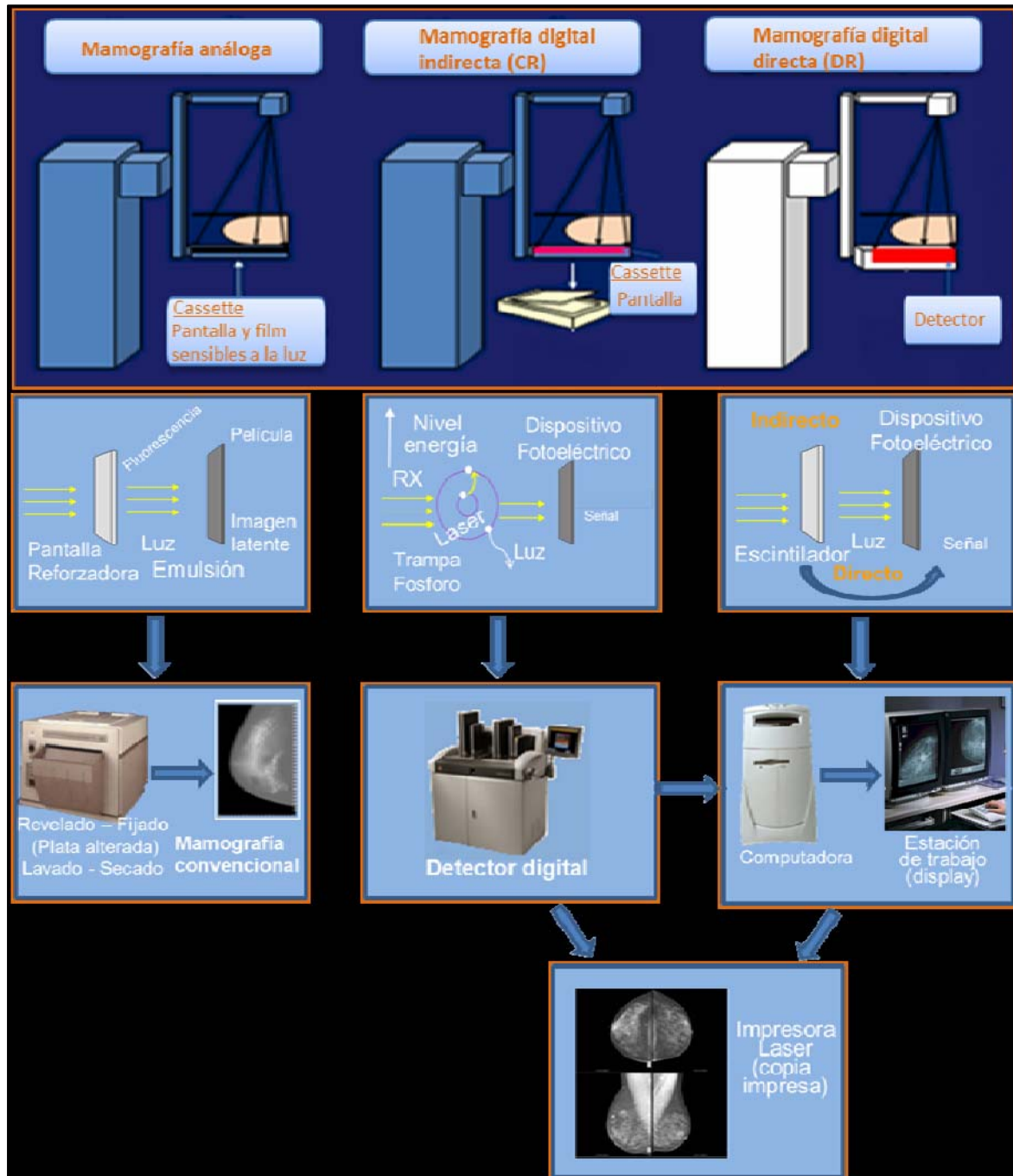
## ANEXO N° 6

### Desarrollo Etapas De Tanner:



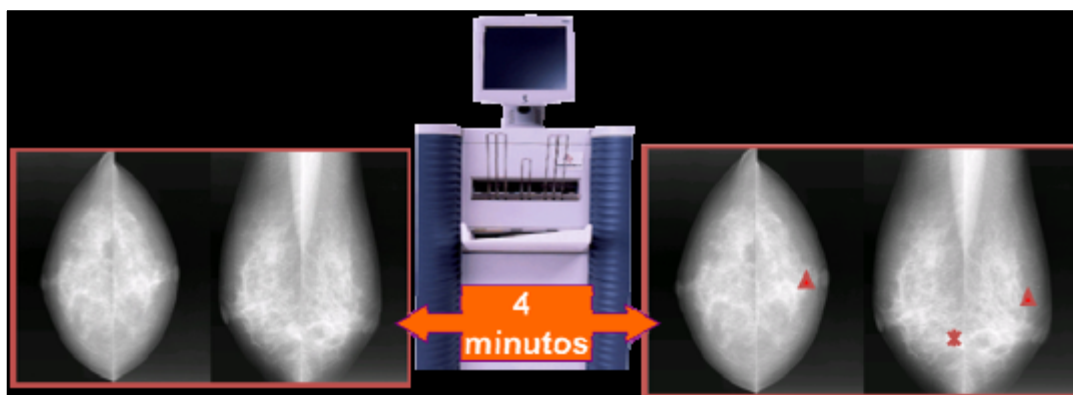
## ANEXO N° 7

Métodos de obtención de la imagen mamográfica.



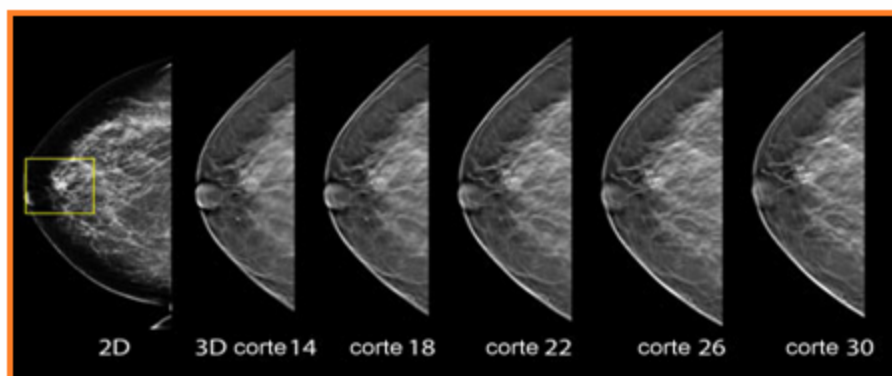
## Anexo N° 8

**CAD** (detección asistida por computadora).



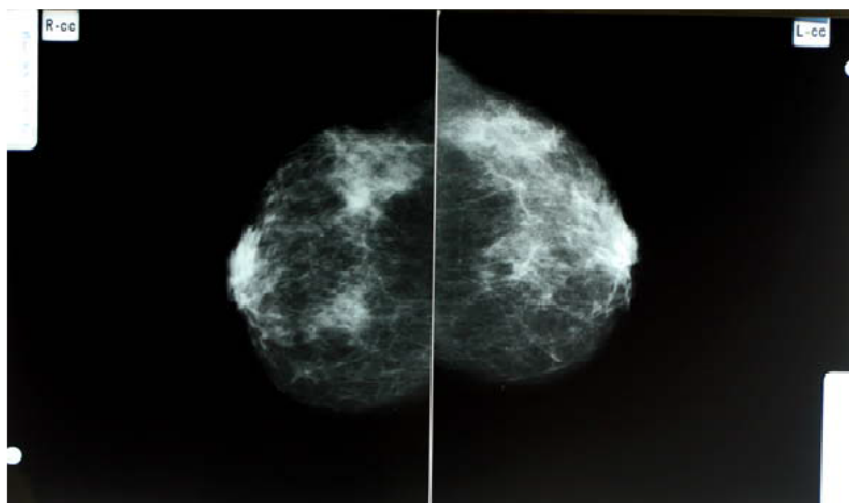
## ANEXO N° 9

**Tomosíntesis:** con un mamógrafo digital especialmente adaptado para ello, al menos 15 proyecciones anguladas entre sí en aproximadamente 11 sg.



## ANEXO N° 10

Proyección cráneo caudal (CC).



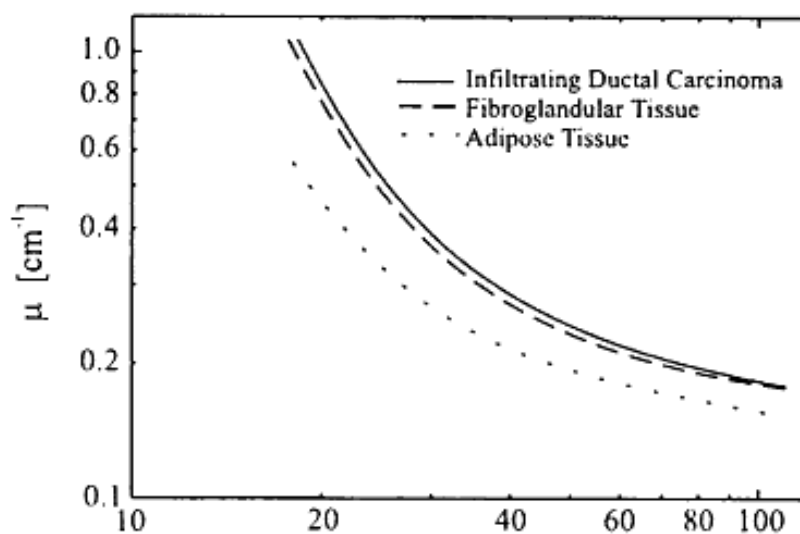
## ANEXO N° 11

Proyección mediolateral oblicua (MLO):



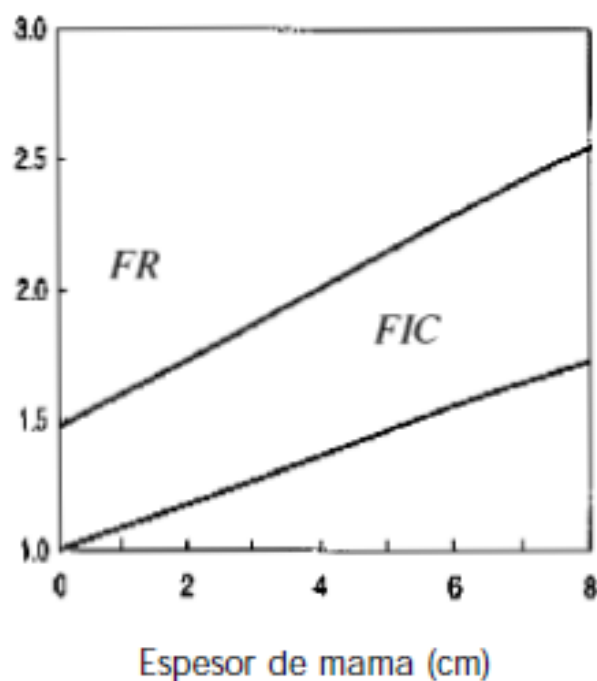
## ANEXO N° 12

**Figura N° 1.** Dependencia del coeficiente de atenuación lineal con la energía de los fotones para los tejidos de la mama y el carcinoma ductal infiltrante.



### ANEXO N° 13

**Figura N° 2.** Factor de incremento de contraste (FIC) y factor de rejilla (FR) en función del espesor de mama.



### ANEXO N° 14

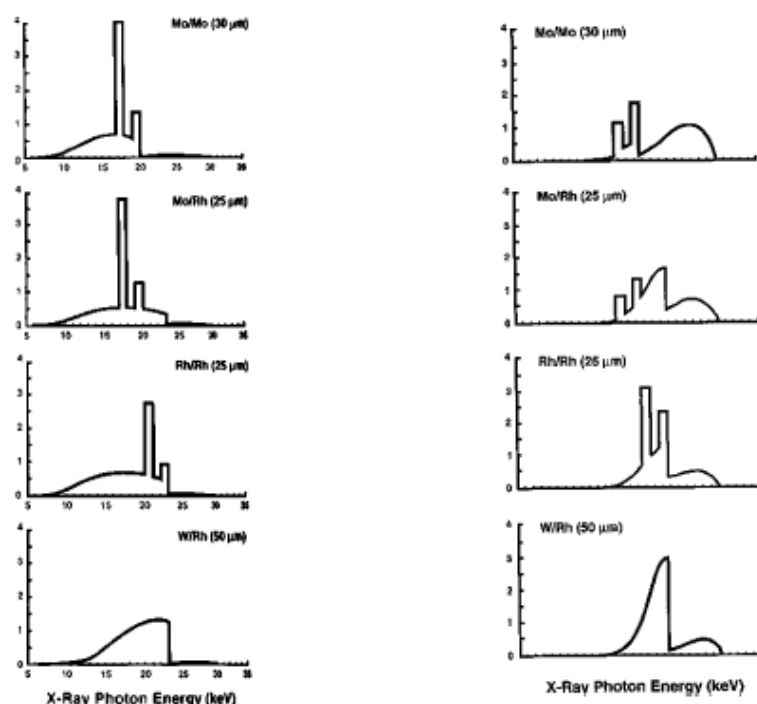
**Tabla 2.** Intervalos de energía óptimos para mamografía en función del espesor de mama. Representan, para una dosis fija, la mejor RSH.

Espesor de mama	2	4	6	8
Intervalo de energía (keV)	14 – 18	17 – 21	19 – 23	20,5 – 23,5

## ANEXO N° 15

**Figura N° 3.** Espectros de fotones para distintas combinaciones ánodo/filtro y 30 Kv: a) espectro emitido por el tubo; b) espectro transmitido por una mama de composición promedio y 8 cm de espesor.

Flujo de Fotones (u.a.)



a) espectro incidente en la mama

b) espectro transmitido por una mama  
50%/50% y 8 cm de espesor

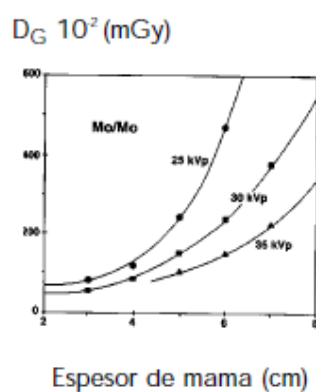
## ANEXO N° 16

**Tabla 3.** Propiedades físicas del Molibdeno, Rodio y Volframio

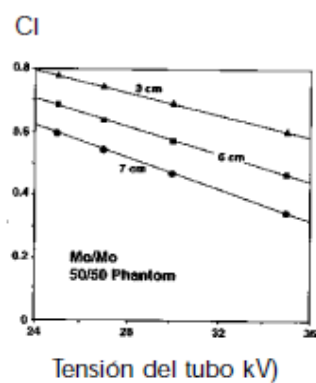
Elemento	N° atómico	Densidad $10^3$ (kgm <sup>-3</sup> )	Punto de fusión (°C)	Borde K (keV)	K $\alpha$	K $\beta$
Mo	42	10,2	2610	20,0	17,4	19,7
Rh	45	12,4	1966	23,2	20,2	22,8
W	74	19,3	3360	69,5	58,6	68,2

## ANEXO N° 17

**Figura N° 4.** Dosis glandular frente al espesor de mama (composición 50%/50%) para varias tensiones.

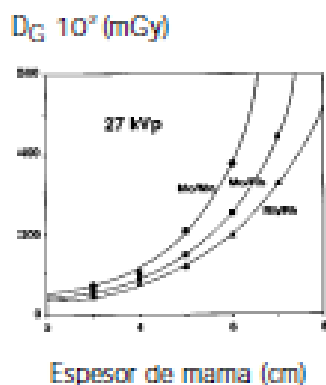


**Figura N° 5.** Contraste en función de la tensión (Kv) para varios espesores de mama.

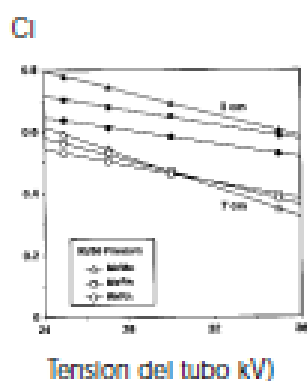


## ANEXO N° 18

**Figura N° 6.** Dosis glandular frente al espesor de mama (composición 50%/50%) para varias combinaciones ánodo/filtro.

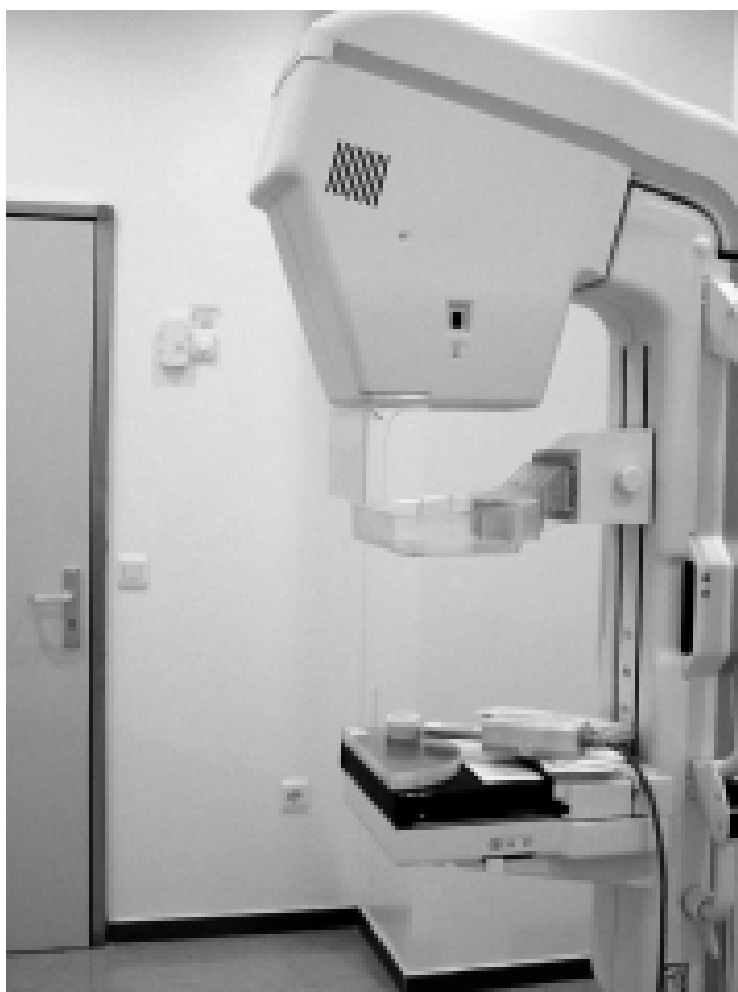


**Figura N° 7.** CI frente a los kvs para varias combinaciones ánodo/filtro y espesores de mama.



## ANEXO N° 19

**Mamógrafo.** Equipo especializado en la adquisición de películas mamográficas.





**ANEXO N° 20**  
**Operacionalizacion de variables**

Variable	Dimensión	Indicador	Tipo De Variable	Escala De Medición	Instrumento De Medición	Valores Finales
Dosis de Radiación	<b>Dosis Glandular Media</b>	Parámetro que describe la dosis absorbida en la mama (dosis-órgano)	Cuantitativa	Razón	Programa de estimación de kerma en aire y cálculo de dosis glandular promedio en la entrada del paciente en la proyección cráneo-caudal.	Deseable =<2 mGy Aceptable=<2,5 mGy <sup>19</sup>
Compresión Mamaria	<b>Compresión aplicada</b>	Fuerza realizada por el compresor Del mamógrafo	Cuantitativa	Razón	Equipo de mamografía	Insuficiente < 12 kg Adecuada 12-18 kg Excesiva >18 kg
	<b>Espesor De La Mama</b>	Grueso o anchura de la mama	Cuantitativa	Razón	Equipo de mamografía	Pequeña <4 cm Mediana 4-7 cm Grande >7 cm

## ANEXO N° 21

### Ficha de Registro de Datos

Edad:

Fecha:

Mama	Proyección	Espesor De La Mama	Compresión	Kvp	Mas
DCHA					
IZDA					

## ANEXO N° 22

Programa exclusivo del equipo de Seguridad Radiológica y Física Médica del Hospital Nacional Dos de Mayo.

### **Método paramétrico de Robson<sup>1</sup> para la determinación el redimiendo y la HVL de tubos de mamografía**

Mediante un programa que simula espectros de diferentes ánodos y filtros, se ha obtenido datos que permiten el cálculo del rendimiento y la HVL para el rango de KVp utilizados en condiciones clínicas, mediante las ecuaciones que se exponen a continuación.

Ecuación 1:  $\log_{10}(\text{kerma aire}) = n \log_{10}(\text{KV}) + \log_{10}(A)$

Ecuación 2: 
$$\text{HVL} = a(\text{KV})^2 + b(\text{KV}) + c$$

Donde los valores calculados para las constantes a, b y n son:

Combinación ánodo/filtro	Espesor de filtro	n	a	b
			-	
Mo/30 $\square$ m Mo	36,1 $\square$ m	3.06	0.000326	0.0273
			-	
Mo/25 $\square$ m Rh	29,9 $\square$ m	3.24	0.000624	0.0445
			-	
Rh/25 $\square$ m Rh	29,9 $\square$ m	3.03	0.000514	0.0425
			-	
W/50 $\square$ m Rh	58,9 $\square$ m	1.96	0.000539	0.0403
Rh/1,0 mm Al	1,20 mm	4.39	-0.00113	0.0909
			-	
Mo/1,0 mm Al	1,20 mm	4.23	0.000775	0.0593

### **Estimación de la dosis glandular media a partir de factores adicionales de Dance<sup>2</sup>**

Según el método inicialmente propuesto por Dance (1990), la dosis glandular media se calculaba mediante la ecuación:

$$\text{DGM} = K \cdot g$$

Donde **K** era el kerma en aire en la superficie de entrada y **g** un factor de conversión, dependiente de la HVL, que suponía una composición del 50 % de tejido glandular en la mama.

La ecuación que propone actualmente es :

$$\text{DGM} = K \cdot g \cdot c \cdot s$$

Donde **g** es el mismo factor, pero **c** tiene en cuenta los diferentes porcentajes de glandularidad en la mama y **s** los diferentes espectros, según las combinaciones ánodo-filtro utilizado.

*Los coeficientes de glandularidad **c** están tabulados según dos grupos de edad: de 40 a 49 años y de 50 a 60 años. Por tanto, esa ecuación sólo puede aplicarse a ese intervalo de edad.*

## Estimación de Kerma en aire y dosis glandular media a la entrada del paciente

### Mamografías Proyección craneo-caudal

Fecha: 03//07 al 03/04

Institución: Hospital Nacional "Dos de Mayo"

Sala: Mamografía

Equipo: PLANMED Sophie

**kVp set kVpmed**

23 23.38

24 24.63

25 25.03

26 25.5

27 26.7

28 27.66

29 28.79

30 29.97

31 30.99

32 32.12

33 33.21

34 34.07

	Mo-Mo	Mo-Rh	Rh-Rh
<b>KVp nominal</b>	<b>28</b>		
<b>KVp<sub>real</sub> al KVp<sub>nom</sub></b>	<b>27.66</b>		
<b>Rendimiento al KVp<sub>nom</sub></b>	<b>37.9</b>		
<b>HVL al KVp<sub>nom</sub></b>	<b>0.4</b>		

Distancia foco-película (cm): 65

Distancia película-mesa (cm): 3

Corrección espesor (cm): 0.5

Película: KODAK

Pantalla:

$$DSE = K \cdot fr$$

$$DGM = K \cdot g \cdot s \cdot c$$

Paciente	Edad	Espesor (cm)	KVps	mAs	Anodo/filtro
1	58	5.1	26	102	Mo-Mo
2	41	5.9	30	127	Mo-Mo
3	42	4.3	25	90	Mo-Mo
4	52	3.8	25	71.9	Mo-Mo
5	47	4.1	25	79.3	Mo-Mo
6	44	5	28	104	Mo-Mo
7	54	4.2	25	76.8	Mo-Mo
8	54	4.4	25	114	Mo-Mo
9	47	4.7	27	95.4	Mo-Mo
10	45	3.7	27	111	Mo-Mo
11	54	4.2	26	84.9	Mo-Mo
12	60	4.7	28	75.6	Mo-Mo
13	45	4.2	26	82.3	Mo-Mo
14	40	3.2	27	23.5	Mo-Mo
15	57	4.5	26	74	Mo-Mo
16	60	4.4	25	86.7	Mo-Mo
17	60	1.5	23	46.2	Mo-Mo
18	60	2	24	57.6	Mo-Mo
19	52	3.6	25	62	Mo-Mo
20	40	5.6	27	122	Mo-Mo

KASE (mGy)	DSE (mGy)	DGM (mGy)
9.48	10.30	1.92
19.90	21.77	3.70
7.68	8.33	1.57
6.03	6.54	1.42
6.72	7.29	1.41
12.35	13.47	2.46
6.53	7.08	1.45
9.76	10.59	2.11
10.06	10.95	2.04
11.30	12.31	2.66
7.64	8.30	1.74
8.88	9.69	1.97
7.41	8.05	1.57
2.35	2.56	0.62
6.73	7.31	1.47
7.42	8.05	1.61
2.91	3.14	1.12
4.32	4.68	1.50
5.16	5.60	1.26
13.28	14.46	2.40

## **ANEXO N° 23**

### **Consentimiento informado**

**“Valores de compresión aplicados en un examen de mamografía y su relación con la dosis de radiación en pacientes de 40-60 años. Hospital Nacional Dos de Mayo. Enero – Marzo 2013.”**

Taipe Cano Miryan

#### **Propósito**

Actualmente la mamografía es el método de diagnóstico radiológico más utilizado para la detección temprana del cáncer, lo que permite un tratamiento oportuno.

La mamografía en los programas de cribado está justificada ya que el beneficio del diagnóstico precoz es mayor que el perjuicio que representa para su salud la dosis que recibe. No obstante, los valores de dosis deben ser controlados y optimizados.

La presente investigación tiene como finalidad contribuir a una mejora en las medidas de protección radiológica con la reducción o control de la sobre exposición de las pacientes sometidas a un examen de mamografía.

#### **Participación**

Si usted decide participar en el estudio el procedimiento será el mismo al de una mamografía habitual con la única diferencia que permitirá que se tome registro de los parámetros técnicos empleados (compresión, Kv, mAs) en su examen.

#### **Riesgos del Estudio**

Este estudio no presenta ningún riesgo fuera del habitual que existe en un examen de mamografía.

#### **Beneficios del estudio**

Es probable que no reciba ningún beneficio personal por su participación en este estudio. En cualquier caso, los datos recogidos en el mismo podrán derivar en un mayor conocimiento de su examen de mamografía.

Es importante señalar que con su participación, usted contribuye a mejorar los conocimientos en el campo.

#### **Costo de la Participación**

La participación en el estudio no tiene ningún costo para usted.

Su participación en este estudio es completamente voluntaria: Si usted decide no participar recibirá todos los cuidados médicos que pudiera necesitar y su relación con los equipos médicos que le atiendan no se verá afectada.

### **Confidencialidad**

Se solicita su consentimiento para la utilización de sus datos y para tomar registro de los parámetros técnicos empleados (compresión, Kv, mAs) en su examen.

Tanto los datos personales (edad, sexo, raza), como los parámetros técnicos, se recogerán empleando un procedimiento de codificación, solamente los miembros del equipo de trabajo conocerán los resultados y la información. Se le asignará un número (código) a cada uno de los participantes, y este número se usará para el análisis, presentación de resultados, publicaciones etc.; Con esto ninguna persona ajena a la investigación podrá conocer los nombres de los participantes.

### **Requisitos para la participación**

Las posibles candidatas deberán ser mujeres de 40-60 años. , con síntomas y signos de patología mamaria o sin ellas que asistan al Hospital Nacional Dos de Mayo a realizarse un examen de mamografía.

Al aceptar la participación deberá firmar este documento llamado consentimiento, con lo cual autoriza y acepta la participación en el estudio voluntariamente. Sin embargo, si usted no desea participar el estudio por cualquier razón, puede retirarse con toda libertad sin que esto represente algún gasto, pago o consecuencia negativa por hacerlo.

### **Donde conseguir información**

Para cualquier consulta, queja o comentario por favor comunicarse con Miryan Taipe Cano al teléfono 986481129 en horario de oficina, donde con mucho gusto será atendida.

### **Declaración Voluntaria**

Yo he sido informado(a) del objetivo del estudio, he conocido los riesgos, beneficios y la confidencialidad de la información obtenida. Entiendo que la participación en el estudio es gratuita. He sido informado(a) de la forma de cómo se realizará el estudio y de cómo se tomarán las mediciones. Estoy enterado(a) también que puede de participar o no continuar en el estudio en el momento en el que lo considere

necesario, o por alguna razón específica, sin que esto represente que tenga que pagar, o recibir alguna represalia de parte del equipo, del colegio o de la Universidad Nacional Mayor de San Marcos.

Por lo anterior acepto voluntariamente participar en la investigación de: **“Valores de compresión aplicados en un examen de mamografía y su relación con la dosis glandular promedio en pacientes de 40-60 años. Hospital Nacional Dos de Mayo. Enero – Marzo 2013.”**

Nombre del participante: \_\_\_\_\_

Firma: \_\_\_\_\_ DNI: \_\_\_\_\_

Fecha: \_\_\_\_/\_\_\_\_/2013

Dirección \_\_\_\_\_

Fecha de Nacimiento \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_

## ANEXO N° 24

Equipo de Mamografía del HNDM, modelo PLANMED SOPHIE (THOSIBA E7290 X-RAY TUBE ánodo/filtro, Mo/Mo) digital indirecto.





## ANEXO N° 25

Digitalizador Kodak Directview CR.HNDM.



Kodak Dryview Impresoras Láser En Seco. HNDM.



